МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ БУКОВИНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Кваліфікаційна наукова

праця на правах рукопису

ШИЛАН КИРИЛО ВОЛОДИМИРОВИЧ

УДК 340.6:343.983:616-005.1:[616.15+616.018.2/.8]-073/.74

ДИСЕРТАЦІЯ

ВСТАНОВЛЕННЯ НОВІТНІХ СУДОВО-МЕДИЧНИХ КРИТЕРІЇВ КРОВОВТРАТИ ШЛЯХОМ ВИКОРИСТАННЯ ФІЗИЧНИХ ТА МОРФОГІСТОЛОГІЧНИХ МЕТОДІВ ДОСЛІДЖЕНЬ КРОВІ ТА ТКАНИН ЛЮДИНИ

222 – Медицина

22 – Охорона здоров'я

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело ______К.В. Шилан

Науковий керівник – Бачинський Віктор Теодосович, доктор медичних наук, професор

АНОТАЦІЯ

Шилан К.В. Встановлення новітніх судово-медичних критеріїв крововтрати шляхом використання фізичних та морфогістологічних методів досліджень крові та тканин людини. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії в галузі знань 22 "Охорона здоров'я" за спеціальністю 222 "Медицина". – Буковинський державний медичний університет Міністерства охорони здоров'я України, Чернівці, 2025.

Захист відбудеться в Буковинському державному медичному університеті Міністерства охорони здоров'я України, Чернівці, 2025.

Встановлення об'єму крововтрати в померлих є одним з ключових аспектів судово-медичної експертизи, що відіграє вирішальну роль у визначенні причини смерті, механізму ушкоджень та обставин смерті. Адже масивна гостра крововтрата є однією з найпоширеніших причин смерті при травматичних ушкодженнях, дорожньо-транспортних пригодах, кримінальних діях, нещасних випадках, а також унаслідок деяких патологічних станів.

судово-медичній Ha сучасному етапі практиці відсутні В стандартизовані високоточні методи кількісної оцінки обсягу крововтрати після настання смертні. Більшість методів, що застосовуються в практичній діяльності, мають певні обмеження щодо точності оцінки кількості втраченої крові, що може впливати на об'єктивність судових висновків. Постмортальні морфологічні зміни тканин ускладнюють візуальне визначення об'єму крововтрати, біохімічні маркери можуть змінюватися внаслідок агонального стану чи супутніх захворювань, а методики, що базуються на оцінці маси просочених кров'ю матеріалів, не відображають приховані внутрішні втрати крові. Таким чином, зберігається потреба в об'єктивному, чутливому і відтворюваному методі, здатному надати надійні кількісні дані про рівень крововтрати. Тому розробка нових, більш точних, методик визначення гострої крововтрати має велике значення як для судово-медичної науки, так і практики.

У цій дисертаційній роботі проведене дослідження можливості застосування багатопараметричної диференційної Мюллер-матричної томографії зразків біологічних тканин і крові людини в точному встановленні об'єму крововтрати. Як об'єкти дослідження використовувалися зрізи головного мозку, прямого м'яза живота, шкіри, селезінки, нирки та полікристалічні плівки крові людей, які померли внаслідок масивної гострої крововтрати. Критеріями виключення були: лабораторно підтверджені будьякі екзогенні й ендогенні інтоксикації; наявність системних захворювань організму.

У рамках дисертаційної роботи були використані наступні методи дослідження: азимутально-інваріантна поляризаційна мікроскопія (одержання поляризаційних зображень); диференційне Мюллер-матричне картографування (отримання диференційних Мюллер-матричних зображень і мап лінійного двопроменезаломлення, циркулярного двопроменезаломлення, лінійного дихроїзму та циркулярного дихроїзму); статистичний аналіз результатів багатопараметричного диференційного Мюллер-матричного картографування. Статистичну обробку даних проводили за допомогою прикладних програм MS® Excel® 2010^{тм} і Statistica® 7.0.

Здійснене дослідження дозволило розробити й обґрунтувати застосований метод Мюллер-матричної дифузної томографії для аналізу статистичних параметрів оптичних характеристик біологічних тканин і полікристалічних плівок крові у визначенні об'єму крововтрати. Була представлена аналітична модель формування топографічних мап лінійного й циркулярного двопроменезаломлення, лінійного та циркулярного дихроїзму біологічних зразків, що відображають зміни при різних об'ємах крововтрати.

Був визначений діапазон чутливості запропонованого методу: для лінійного двопроменезаломлення — $\Delta V = 0 \div 1000 \text{ мм}^3$; для циркулярного двопроменезаломлення — $\Delta V = 0 \div 1500 \text{ мм}^3$; для лінійного дихроїзму —

 $\Delta V = 0 \div 2000 \text{ мм}^3$; для циркулярного дихроїзму – $\Delta V = 0 \div 2500 \text{ мм}^3$.

Отже, отримані результати засвідчують статистично достовірний взаємозв'язок між об'єму крововтрати та змінами полікристалічної складової гістологічних зрізів прямого м'яза живота, головного мозку, шкіри, нирки, селезінки та полікристалічних плівок крові, що описано в рамках застосування комплексу методів багатопараметричного диференційного Мюллер-матричного картографування.

Наукова новизна отриманих результатів. Уперше для високоточного й об'єктивного визначення об'єму крововтрати померлих був використаний комплексний підхід на основі багатопараметричного диференційного Мюллер-матричного картографування з алгоритмічним відтворенням мап лінійного й циркулярного двопроменезаломлення, лінійного та циркулярного дихроїзму полікристалічної складової гістологічних зрізів прямого м'яза живота, головного мозку, шкіри, нирки, селезінки та полікристалічних плівок крові в постмортальному періоді.

Уперше для встановлення об'єму крововтрати був застосований метод томографії багатоканальної диференційної Мюллер-матричної 3 алгоритмічним відтворенням лінійного й циркулярного мап лінійного двопроменезаломлення, та циркулярного дихроїзму, шо забезпечило розширення функціональних можливостей методу на випадок діагностики гістологічних зрізів прямого м'яза живота, головного мозку, шкіри, нирки, селезінки та полікристалічних плівок крові, отримання експериментально відтворюваного набору взаємозв'язків між змінами величин статистичних моментів 1-4-го порядків та об'єму крововтрати.

Вперше був визначений діапазон чутливості та точності досліджуваних методів до зміни рівня об'єму крововтрати померлих: диференційне Мюллерматричне картографування полікристалічної лінійно двопроменезаломлюючої оптично анізотропної складової набору біологічних препаратів – $\Delta V = 0$ ÷1000 мм³↔86-92 %; диференційне Мюллер-матричне картографування топографічних розподілів величини циркулярного

двопроменезаломлення полікристалічної складової набору біологічних препаратів – $\Delta V = 0$ ÷1500 мм³↔86-92 %; диференційна Мюллер-матрична томографія з алгоритмічним відтворенням мап лінійного дихроїзму полікристалічної структури біологічних препаратів – $\Delta V = 0$ ÷2000 мм³↔86-92 %; диференційна Мюллер-матрична томографія циркулярного дихроїзму полікристалічної складової біологічних тканин – $\Delta V = 0$ ÷2500 мм³↔88-96 %.

Вперше були розроблені практичні рекомендації й апробовані для використання в судово-медичній практиці методу статистичного аналізу диференційних Мюллер-матричних мап фазової й амплітудної анізотропії полікристалічної складової гістологічних зрізів прямого м'яза живота, головного мозку, шкіри, нирки, селезінки та полікристалічних плівок крові для високоточного встановлення ОК померлих.

отриманих Практичне значення результатів. Результати дисертаційного дослідження впроваджено в практичну діяльність ДСУ «Житомирське обласне бюро судово-медичної експертизи», ДСУ «Івано-Франківське обласне бюро судово-медичної експертизи», ЛСУ «Кіровоградське обласне бюро судово-медичної експертизи», КЗ ЛОР «Львівське обласне бюро судово-медичної експертизи», а також v навчальний процес кафедр судової медицини та права Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова, судової медицини, медичного та фармацевтичного права Івано-Франківського національного університету, судової медицини та медичного медичного права Національного медичного університету імені О.О. Богомольця, патологічної анатомії та судової медицини Львівського національного медичного університету ім. Данила Галицького, що підтверджено відповідними актами впровадження.

Запропонована методика може бути інтегрована в практику судовомедичної експертизи як додатковий інструмент для кількісного визначення об'єму крововтрати. Вона дозволяє отримувати об'єктивні цифрові показники навіть у випадках внутрішньої або частково абсорбованої кровотечі, що особливо актуально при експертизах тіл, що перебували без нагляду значний час. Метод не потребує спеціальних барвників або складної підготовки, що спрощує його використання в умовах моргу. Отримані результати сприяють підвищенню достовірності експертних висновків, зменшують суб'єктивізм при інтерпретації змін тканин і можуть стати основою для створення алгоритмів комп'ютерної підтримки експертної діагностики. Впровадження методики відкриває перспективи для подальшого застосування поляриметричних технологій в медико-біологічних дослідженнях, зокрема при вивченні патогенезу гострої крововтрати.

Ключові слова: судова медицина, судово-медична експертиза, гостра крововтрата, крововтрата, діагностика, біологічні тканини, головний мозок, оптична анізотропія, поляризаційна оптика, матриця Мюллера, лазер, поляриметрія, людина.

SUMMARY

Shylan K.V. Development of novel forensic criteria for blood loss through application of physical and morphohistological methods for human blood and tissue analysis. – Qualifying scientific work on the rights of the manuscript.

Dissertation for a PhD scientific degree in the field of knowledge 22 "Health Care" in specialty 222 "Medicine". – Bukovynian State Medical University of the Ministry of Health of Ukraine, Chernivtsi, 2025.

The defense will take place at the Bukovynian State Medical University of the Ministry of Health of Ukraine, Chernivtsi, 2025.

Determining the volume of blood loss in the deceased person is one of the key aspects of forensic medical examination, which plays a crucial role in determining the cause of death, the mechanism of injury and the circumstances of death. After all, massive acute blood loss is one of the most common causes of death in traumatic injuries, traffic accidents, criminal acts, accidents, as well as as a result of certain pathological conditions.

At the present stage, there are no standardized, highly accurate methods for quantitative assessment of blood loss after death in forensic practice. Most methods used in practice have certain limitations in terms of the accuracy of assessing the amount of blood loss, which may affect the objectivity of judicial conclusions. Postmortem morphological changes in tissues complicate the visual determination of blood loss, biochemical markers may change due to agonal state or concomitant diseases, and methods based on the assessment of the mass of blood-soaked materials do not reflect hidden internal blood loss. Thus, there is a need for an objective, sensitive and reproducible method capable of providing reliable quantitative data on the level of blood loss. Therefore, the development of new, more accurate methods for determining acute blood loss is of great importance both for forensic science and practice.

This dissertation study investigated the possibility of using multiparametric differential Muller-matrix tomography of biological tissue and human blood samples to accurately determine the volume of blood loss. The study subjects were

sections of the brain, rectus abdominis muscle, skin, spleen, kidney, and polycrystalline blood films from people who died as a result of massive acute blood loss. The exclusion criteria were: any laboratory-confirmed exogenous and endogenous intoxications; the presence of systemic diseases of the body.

The following research methods were used in the framework of the dissertation work: azimuthal-invariant polarization microscopy (obtaining polarization images); differential Muller matrix mapping (obtaining differential Muller matrix images and maps of linear birefringence, circular birefringence, linear dichroism and circular dichroism); statistical analysis of the results of multiparametric differential Muller matrix mapping. Statistical data processing was carried out using MS® Excel® 2010[™] and Statistica® 7.0.

The conducted research allowed to develop and substantiate the applied method of Muller-matrix diffuse tomography for analyzing the statistical parameters of the optical characteristics of biological tissues and polycrystalline blood films in determining the volume of blood loss. An analytical model of the formation of topographic maps of linear and circular birefringence, linear and circular dichroism of biological samples, reflecting changes at different volumes of blood loss, was presented.

The sensitivity range of the proposed method is determined: for linear birefringence – $\Delta V = 0 \div 1000 \text{ mm}^3$; for circular birefringence: $\Delta V = 0 \div 1500 \text{ mm}^3$; for linear dichroism: $\Delta V = 0 \div 2000 \text{ mm}^3$; for circular dichroism: $\Delta V = 0 \div 2500 \text{ mm}^3$.

Thus, the obtained results demonstrate a statistically significant relationship between the volume of blood loss and changes in the polycrystalline component of histological sections of the rectus abdominis muscle, brain, skin, kidney, spleen and polycrystalline blood films, which is described within the framework of the application of a complex of methods of multiparametric differential Muller matrix mapping.

Scientific novelty of the obtained results. For the first time, a comprehensive approach based on multiparametric differential Muller matrix

mapping with algorithmic reproduction of maps of linear and circular birefringence, linear and circular dichroism of the polycrystalline component of histological sections of the rectus abdominis muscle, brain, skin, kidney, spleen, and polycrystalline blood films in the postmortem period was used for highly accurate and objective determination of the volume of blood loss in the deceased people.

Firstly, the method of multichannel differential Muller matrix tomography with algorithmic reproduction of linear and circular birefringence, linear and circular dichroism of maps was used to determine the volume of blood loss, which provided an expansion of the functional capabilities of the method for the diagnosis of histological sections of the rectus abdominis muscle, brain, skin, kidney, spleen and polycrystalline blood films, obtaining an experimentally reproducible set of relationships between changes in the values of statistical moments of the 1st-4th orders and the volume of blood loss.

For the first time, the range of sensitivity and accuracy of the studied methods to changes in the level of volume of blood loss was established: differential Muller-matrix mapping of linearly birefringent optically anisotropic component of the set of biological tissues $-\Delta V = 0 \div 1000 \text{ mm}^3 \leftrightarrow 86\text{-92} \%$; differential Muller matrix mapping of topographic distributions of the value of circular birefringence of the polycrystalline component of the set of biological tissues $-\Delta V = 0 \div 1500 \text{ mm}^3 \leftrightarrow 86\text{-92} \%$; differential Muller matrix tomography with algorithmic reproduction of linear dichroism maps of the polycrystalline structure of biological tissues $-\Delta V = 0 \div 2000 \text{ mm}^3 \leftrightarrow 86\text{-92} \%$; differential Muller-matrix circular dichroism tomography of the polycrystalline component of biological tissues $-\Delta V = 0 \div 2000 \text{ mm}^3 \leftrightarrow 86\text{-92} \%$; differential Muller-matrix circular dichroism tomography of the polycrystalline component of biological tissues $-\Delta V = 0 \div 2500 \text{ mm}^3 \leftrightarrow 88\text{-96} \%$.

For the first time, practical recommendations have been developed and approved for use in forensic practice for the method of statistical analysis of differential Muller matrix maps of the phase and amplitude anisotropy of the polycrystalline component of histological sections of braine, rectus abdominis muscle, skin, spleen, kidney and polycrystalline blood films for high-precision establishment of the volume of blood loss.

Practical significance of the results. The results of the dissertation research were implemented in the practical activities of the SSI "Zhytomyr Regional Bureau of Forensic Medical Examination", SSI "Ivano-Frankivsk Regional Bureau of Forensic Medical Examination", SSI "Kirovohrad Regional Bureau of Forensic Medical Examination", MI of the LRC "Lviv Regional Bureau of Forensic Medical Examination", as well as in the educational process of the Departments of Forensic Medicine and Law of National Pirogov Memorial Medical University; of Forensic Medical and Pharmaceutical Law of the Ivano-Frankivsk National Medical University; of forensic medicine and medical University; Pathological Anatomy and Forensic Medicine of Danylo Halytsky Lviv National Medical University, which is confirmed by the relevant acts of implementation.

The proposed method can be integrated into the practice of forensic medical examination as an additional tool for quantitative determination of the volume of blood loss. It allows obtaining objective digital indicators even in cases of internal or partially absorbed bleeding, which is especially relevant in the examination of bodies that have been unattended for a significant time. The method does not require special dyes or complex preparation, which simplifies its use in the autopsy room. The results obtained contribute to increasing the reliability of expert conclusions, reduce subjectivity in the interpretation of tissue changes and can become the basis for creating algorithms for computer support of expert diagnostics. The implementation of the method opens up prospects for further application of polarimetric technologies in medical and biological research, in particular in the study of the pathogenesis of acute blood loss.

Key words: forensic medicine, forensic medical examination, acute blood loss, blood loss, diagnostics, biological tissue, brain, optical anisotropy, polarization optics, Muller matrix, laser, polarimetry, human.

Список публікацій здобувача

Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації:

1. Shilan KV, Bachynskyi VT. Modern possibilities of solving the problem of determining the degree of blood loss in forensic medical practice, Суд.-мед. експертиза. 2022;(2):14-9. doi: 10.24061/2707-8728.2.2022.3. (Фахове видання України) (Здобувач провів аналіз сучасних літературних джерел та оформлення статті до друку)

2. Бачинський ВТ, Шилан КВ. Застосування диференційної Мюллерматричної томографії гістологічних зрізів структурованих біологічних тканин людини для визначення ступеня крововтрати. Суд.-мед. експертиза. 2023;(1):33-41. doi: 10.24061/2707-8728.1.2023.5. (Фахове видання України) (Здобувач провів забір матеріалу, експериментальні дослідження, аналіз і статистичну обробку даних, написання та підготовку статті до друку)

3. Bachynskyi VT, Shilan KV. Multi-parameter Mueller-matrix tomography of histological samples of biological tissues as an accurate and effective method for determining the degree of blood loss. Суд.-мед. експертиза. 2023;(2):22-32. doi: 10.24061/2707-8728.2.2023.3. (Фахове видання України) Здобувач провів забір матеріалу, експериментальні дослідження, аналіз та статистичну обробку даних, написання та підготовку статті до друку)

4. Бачинський ВТ, Шилан КВ. Багатоканальна Мюллер-матрична томографія як метод визначення об'єму крововтрати в судово-медичній практиці Суд.-мед. експертиза. 2024;(1):49-57. doi: 10.24061/2707-8728.1.2024.7. (Фахове видання України) (Здобувач провів забір матеріалу, експериментальні дослідження, аналіз і статистичну обробку даних, написання та підготовку статті до друку)

5. Shilan KV. Diagnostics of the degree of blood loss by the method of statistical analysis of maps of optical activity of the polycrystalline component of biological tissues and fluids. Суд.-мед. експертиза. 2024;(2):75-84. doi: 10.24061/2707-8728.2.2024.11. (Фахове видання України) (Здобувач провів забір матеріалу, експериментальні дослідження, аналіз і статистичну обробку

даних, написання та підготовку статті до друку)

6. Шилан КВ. Судово-медичні критерії диференціації об'єму крововтрати шляхом аналізу мап лінійного дихроїзму біологічних тканин і рідин людини. Буков. мед. вісн. 2025;29(1):111-7. doi: 10.24061/2413-0737.29.1.113.2025.17. (Фахове видання України) (Здобувач провів забір матеріалу, експериментальні дослідження, аналіз та статистичну обробку даних, написання та підготовку статті до друку)

Наукові праці, що засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

7. Pavliukovych O, Bachynskyi V, Shilan K, Pavliukovych N. Using the method of mueller matrix polarization tomography of histological sections of structured biological tissues to determine the degree of blood loss. In: Abstract book of 14th Annual Scientific Meeting of Balkan Academy of Forensic Sciences; 2023 Oct 05-08; Istanbul, Turkiye. Istanbul; 2023. p. 25. (Здобувач проводив забір матеріалу, експериментальні дослідження, статистичну обробку даних, аналіз отриманих результатів, написання та оформлення тез до друку, брав онлайн участь у конференції)

8. Shilan KV. Forensic medical differentiation of circular dikhroism of biological tissues and liquids of corpses with different volumes of blood loss. B: Матеріали підсумк. 105-ї наук.-практ. конф. з міжнар. участю проф.-викл. персоналу Буков. держ. мед. ун-ту, присвяч. 80-річчю БДМУ; 2024 Лют 5, 7, 12; Чернівці. Чернівці; 2024. с. 15-6. (Здобувач проводив забір матеріалу, експериментальні дослідження, статистичну обробку даних, аналіз отриманих результатів, написання та оформлення тез до друку).

9. Шилан КВ. Судово-медичні критерії встановлення об'єму крововтрати шляхом диференціації мап лінійного дихроїзму біологічних тканин. В: ВІМСО Journal. Зб. матеріалів Буков. міжнар. мед.-фармацевт. конгр. студентів і молодих учених ВІМСО 2024; 2024 Кві 2-5; Чернівці. Чернівці; 2024. с. 193. (Здобувач проводив забір матеріалу, експериментальні дослідження, статистичну обробку даних, аналіз отриманих результатів, написання та оформлення тез до друку).

10. Bachynskyi V, Shilan K, Pavlyukovich O, Sarkisova Yu, Baranyuk A,

Marchuk V. Mueller-matrix tomography as a method of determination of the degree of blood loss in cases of incised-stab wounds in victims of domestic violence. Sănătate Publică, Economie și Management în Medicină. 2024;(2, 10th International symposium of the osteuropaverein rechtsmedizin e.v. domestic and gender-based violence):43-6. (Здобувач проводив забір матеріалу, експериментальні дослідження, статистичну обробку даних, аналіз отриманих результатів, оформлення тез до друку та переклад на англійську мову).

11. Shylan KV. Application of the method of mueller-matrix tomography of tissues and blood for precise determination of blood loss degree. В: Матеріали 106-ї підсумк. наук.-практ. конф. з міжнар. участю проф.-викл. колективу Буков. держ. мед. ун-ту; 2025 Лют 3, 5, 10; Чернівці. Чернівці; 2025. с. 15. (Здобувач проводив забір матеріалу, експериментальні дослідження, статистичну обробку даних, аналіз отриманих результатів, оформлення тез до друку та переклад на англійську мову).

12. Vanchuliak O, Pavliukovych O, Shilan K, Bachynskyi V. P03-049. Forensic medical differentiation of the volume of blood loss by analysis of circular dichroism maps of images of biological tissues and blood. In: Book of abstracts of 26th IALM Triennial Meeting 2024; 2024 May 21-23; Athens, Greece. Greece; 2024. p. 154. (Здобувач проводив забір матеріалу, експериментальні дослідження, статистичну обробку даних, аналіз отриманих результатів, оформлення тез до друку та переклад на англійську мову).

Наукові праці, що додатково відображають наукові результати дисертації:

13. Ushenko YuA, Bachinsky VT, Bezhenar IL, Vanchulyak OY, Litvinenko OYu, Soltys IV, Salega O, Ushenko AG. Shylan KV. Determination of the lifetime and postmortal nature and temporal dynamics of the formation of skin abrasions. In: Hu Zh, Bezhenar IL, Vanchulyak OY, Ushenko AG, Ushenko YuA, Gorsky MP, et al. Laser polarimetry of biological tissues: Computer algorithms for data processing in forensic age determination of injuries. Singapore: Springer; 2023. p. 27-42. doi: 10.1007/978-981-99-1734-1_3. (Видання, що індексується в БД Scopus) (Здобувач провів забір матеріалу, брав участь в експериментальній

частині дослідження, аналізі та статистичній обробці даних, написанні та підготовці статті до друку)

14. Бачинський ВТ, Шилан КВ, Гараздюк МС, Максимчук НО, винахідники; Буковинський державний медичний університет МОЗ України, патентовласник. Спосіб встановлення причини настання смерті від крововиливів методом багатоканальної Мюллер-матричної диференціальної томографії лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри трупа України № 152393. 2022 Патент Лют 21. (Здобувач провів людини. інформаційно-патентний пошук, експериментальне дослідження, оформлення та відправлення заявки та матеріалів).

3MICT

20
22
30
30
38
44
44
45
46
18
50
56
50
2 2 3 3 3 4 4 4 5 5 5

ступенями крововтрати

60

3.1.1. Дослідження гістологічних зразків прямого м'яза живота 603.1.2. Мапи лінійного двопроменезаломлення гістологічних

	16
зрізів шкіри при різних об'ємах крововтрати	64
3.1.3. Мапи лінійного двопроменезаломлення гістологічних	
зрізів головного мозку з різними об'ємами крововтрати	67
3.2. Диференційна Мюллер-матрична томографія гістологічних	
зрізів паренхіматозних біологічних тканин померлих з різними	
ступенями крововтрати	70
3.2.1. Мапи лінійного двопроменезаломлення полікристалічної	
складової селезінки	70
3.2.2. Мапи лінійного двопроменезаломлення полікристалічної	
складової гістологічних зрізів нирки з різними об'ємами	
крововтрати	73
3.3. Диференційна Мюллер-матрична томографія лінійного	
двопроменезаломлення полікристалічних плівок крові померлих	
з різними ступенями крововтрати	77
3.4. Ефективність диференційної діагностики ступеня	
крововтрати померлих методом багатоканальної Мюллер-	
матричної томографії лінійного двопроменезаломлення	
полікристалічної структури біологічних препаратів	80
РОЗДІЛ 4. СУДОВО-МЕДИЧНА МЮЛЛЕР-МАТРИЧНА	
ТОМОГРАФІЧНА ДИФЕРЕНЦІАЦІЯ МАП ЦИРКУЛЯРНОГО	
ДВОПРОМЕНЕЗАЛОМЛЕННЯ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ	
СТРУКТУРИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН І РІДИН ПОМЕРЛИХ З	
РІЗНИМИ СТУПЕНЯМИ КРОВОВТРАТИ	85

4.1. Диференційна Мюллер-матрична томографія циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів структурованих біологічних тканин померлих з різними ступенями крововтрати

4.1.1. Мапициркулярногодвопроменезаломленнягістологічних зрізів прямого м'яза живота з різними об'ємамикрововтрати

4.1.2. Мапи циркулярного двопроменезаломлення

85

85

полікристалічної структури гістологічних зрізів шкіри з				
різними об'ємами крововтрати				
4.1.3. Мапи циркулярного двопроменезаломлення				
гістологічних зрізів головного мозку з різними об'ємами				
крововтрати	92			
4.2. Мюллер-матрична диференційна томографія циркулярного				
двопроменезаломлення гістологічних зрізів паренхіматозних				
біологічних тканин померлих з різними ступенями крововтрати	96			
4.2.1. Мапи циркулярного двопроменезаломлення				
гістологічних зрізів селезінки	96			
4.2.2. Мапи циркулярного двопроменезаломлення				
полікристалічної складової гістологічних зрізів нирки з				
різними об'ємами крововтрати	99			
4.3. Багатоканальна Мюллер-матрична диференційна томографія				
циркулярного двопроменезаломлення полікристалічних плівок				
крові померлих з різними ступенями крововтрати	102			
4.4. Ефективність диференційної діагностики ступеня				
крововтрати методом багатоканальної Мюллер-матричної				
томографії циркулярного двопроменезаломлення біологічних				
препаратів	105			
РОЗДІЛ 5. СУДОВО-МЕДИЧНІ КРИТЕРІЇ ДИФЕРЕНЦІАЦІІ МАП				
ЛІНІЙНОГО ДИХРОЇЗМУ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН І РІДИН				
ПОМЕРЛИХ З РІЗНИМИ ОБ'ЄМАМИ КРОВОВТРАТИ	111			
5.1. Багатопараметрична Мюллер-матрична томографія				
відтворення мап лінійного дихроїзму гістологічних зрізів				
структурованих біологічних тканин померлих з різними				
ступенями крововтрати	111			
5.1.1. Мапи лінійного дихроїзму гістологічних зрізів прямого				
м'яза живота	111			

5.1.2. Мюллер-матрична диференційна томографія мап

17

лінійного дихроїзму фібрилярних сіток гістологічних зрізів шкіри 115

5.1.3. Диференційна діагностика мап лінійного дихроїзму полікристалічних фібрилярних мереж гістологічних зрізів головного мозку з різними об'ємами крововтрати

5.2. Багатопараметрична диференційна Мюллер-матрична томографія лінійного дихроїзму гістологічних зрізів паренхіматозних біологічних тканин померлих з різними ступенями крововтрати

5.3. Диференційна Мюллер-матрична томографія лінійного дихроїзму полікристалічних плівок крові померлих з різними об'ємами крововтрати

5.4. Ефективність диференційної діагностики ступеня крововтрати методом диференційної Мюллер-матричної томографії з алгоритмічним відтворенням мап лінійного дихроїзму

РОЗДІЛ 6. СУДОВО-МЕДИЧНА ДИФЕРЕНЦІАЦІЯ МАП ЦИРКУЛЯРНОГО ДИХРОЇЗМУ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН І РІДИН ПОМЕРЛИХ 3 РІЗНИМИ ОБ'ЄМАМИ КРОВОВТРАТИ 136

6.1. Мюллер-матрична томографія з алгоритмічним відтворенням мап циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів структурованих
біологічних тканин померлих з різними ступенями крововтрати
6.2. Багатоканальна Мюллер-матрична томографія циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів паренхіматозних біологічних
тканин померлих з різними об'ємами крововтрати
6.3. Мюллер-матрична томографія мап циркулярного дихроїзму полікристалічних плівок крові померлих з різними ступенями
152

6.4. Ефективність диференційної діагностики ступеня крововтрати методом диференційної Мюллер-матричної

118

121

127

130

	19
томографії циркулярного дихроїзму	155
УЗАГАЛЬНЕННЯ ТА АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ	161
ВИСНОВКИ	169
ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ	171
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	173
ДОДАТКИ	199

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ ВИМІРЮВАННЯ, СКОРОЧЕНЬ

БО	блок освітлення			
БОД	блок обробки даних			
БП	біологічний препарат			
БПА	блок поляризаційного аналізу			
БТ	біологічні тканини			
БФР	блок фотоелектронної реєстрації			
ГК	гостра крововтрата			
ЕД	експериментальні дані			
ЗОК	загальний об'єм крові			
ЛД	лінійне двопроменезаломлення			
лдх	лінійний дихроїзм			
ЛП	лазерні поляриметричні			
MMI	Мюллер-матричний інваріант			
ОБ	об'єктний блок			
ОК	об'єм крововтрати			
П	поляризатор			
ПК	персональний комп'ютер			
ПМЖ	прямий м'яз живота			
ППК	полікристалічні плівки крові			
ПТ	паренхіматозні тканини			
ΠΦ	поляризаційний фільтр			
ΦΠ	фазова пластинка			
ФТ	фібрилярні тканини			
XIXC	хронічна ішемічна хвороба серця			
ЦД	циркулярне двопроменезаломлення			
ЦДХ	циркулярний дихроїзм			
ЦК	цифрова камера			

0	сукупність	функціоналів	багатопараметричної
Q	поляризаційної	мікроскопії	
λ	довжина хвилі		

ВСТУП

Обґрунтування вибору теми дослідження.

Встановлення об'єму крововтрати (ОК) в судово-медичній практиці є надзвичайно важливим, оскільки воно дозволяє визначити причину смерті, реконструювати обставини події й оцінити можливу тривалість агонального періоду [1-7]. Проте точне визначення ОК є складним завданням через низку факторів, що впливають на результати оцінки [7-10]. Сучасна судовомедична практика стикається з новими викликами, що підкреслюють необхідність удосконалення методів встановлення ОК. Адже спостерігається тенденція до зміни характеру травм, а саме збільшення кількості дорожньопригод, отримання ушкоджень внаслідок військових транспортних конфліктів, техногенних катастроф і насильницьких злочинів, що призводить до більшої чисельності випадків смерті з масивною крововтратою [10]. Також з кожним роком відмічається зростання кількості інвазивних процедур і хірургічних втручань, що зі свого боку підвищує ризик ускладнень, пов'язаних з кровотечею [10, 11].

Аналіз світових наукових праць виявив недосконалість наявних методів визначення ОК, зокрема відсутність стандартизованих методик встановлення ускладнює порівняння результатів різних досліджень. Водночас неправильна оцінка ОК може призвести до хибного визначення причини смерті, а недостатньо обґрунтовані висновки можуть бути оскаржені в суді, що ускладнює процес правосуддя [3, 7, 12-14].

Тому розв'язання проблеми точного встановлення ОК сприятиме підвищенню об'єктивності експертних висновків, покращенню якості судочинства та розвитку наукових досліджень у цій галузі.

У нашому дисертаційному дослідженні запропоноване використання новітнього методу вивчення біологічних тканин (БТ) різноманітних органів трупа людини для поліпшення й об'єктивізації точності встановлення ОК. Ця методика базується на виявленні змін в оптичних характеристиках тканин, викликаних складним комплексом зміни їхніх біохімічного складу та морфологічної структурності, добре зарекомендувала себе при застосуванні в судово-медичній практиці [15, 16-19]. Зокрема, ці біофізичні методики були використані для дослідження взаємозв'язків між посмертними змінами структури БТ різної морфологічної будови та причинами й давністю настання смерті [16-20], а також моніторингу змін біохімічної та полікристалічної структур рідин організму людини [21-25]. Для об'єктивної оцінки отриманих даних про посмертну трансформацію структури мікроскопічних зображень гістологічних зрізів БТ і рідин організму людини залучаються сучасні аналітичні підходи, засновані на статистичному аналізі координатних розподілів величини азимута, еліптичності поляризації, параметрів вектора Стокса, елементів матриці Мюллера [18, 24-28].

Крім того, в сучасній вітчизняній і світовій літературі практично відсутні дані щодо застосування лазерної поляриметрії для оцінки ОК в померлих [1-8]. Враховуючи перспективність цього методу в інших аспектах судово-медичних досліджень, як-от визначення давності настання смерті, подальше вивчення його можливостей у контексті оцінки крововтрати є актуальним напрямом наукових досліджень [29-33].

Усе це потребує розширення арсеналу експериментальних методів дослідження статистично достовірних репрезентативних вибірок зразків гістологічних зрізів БТ і рідин на базі універсального диференційного Мюллер-матричного картографування, що забезпечує унікальну можливість прямого детектування змін полікристалічної структури таких об'єктів у вигляді сукупності мап лінійного (ЛД) та циркулярного (ЦД) двопроменезаломлення, лінійного (ЛДХ) та циркулярного (ЦДХ) дихроїзму [18, 28, 32].

Отже, актуальність дисертаційного дослідження зумовлена необхідністю розробки нових судово-медичних об'єктивних цифрових критеріїв для визначення ОК в померлих на основі комплексного статистичного аналізу даних багатопараметричної диференційної Мюллерматричної томографії мап ЛД, ЦД, ЛДХ та ЦДХ зображень БТ людини.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота виконувалась як фрагмент комплексної науководослідної роботи кафедри судової медицини та медичного правознавства Буковинського державного медичного університету "Використання сучасних морфологічних та фізичних методів для діагностики часу та причини настання смерті, виникнення тілесних ушкоджень, розвитку віддалених та наближених ïχ наслідків 3 метою вирішення нагальних завдань правоохоронних органів та актуальних питань судово-медичної науки та практики" (№ державної реєстрації 0123U101978; 01.2023 – 12.2027). Автор є співвиконавцем науково-дослідної роботи.

Мета дослідження. Розроблення комплексу нових судово-медичних об'єктивних критеріїв для встановлення об'єму крововтрати за даними багатопараметричної диференційної Мюллер-матричної томографії гістологічних зрізів біологічних тканин і полікристалічних плівок крові людини шляхом використання статистичного аналізу алгоритмічно лінійного відтворених мап та циркулярного двопроменезаломлення, лінійного та циркулярного дихроїзму.

Завдання дослідження:

1. Розробити й обґрунтувати новий комплекс методів об'єктивного багатоканального диференційного Мюллер-матричного томографування полікристалічної структури зрізів БТ і плівок біологічних рідин померлих шляхом статистичного оцінювання змін алгоритмічно відтворених мап ЛД, ЦД, ЛДХ та ЦДХ в післясмертному періоді.

2. Розробити об'єктивні судово-медичні критерії й алгоритми високоточного визначення ОК в померлих шляхом моніторингу зміни величини набору статистичних моментів 1-4-го порядків, що характеризують:

• координатні розподіли величини ЛД гістологічних зрізів прямого м'яза живота (ПМЖ), головного мозку, шкіри, нирки, селезінки

та полікристалічних плівок крові (ППК);

- координатні розподіли величини ЦД зрізів ПМЖ, головного мозку, шкіри, нирки, селезінки та ППК;
- координатні розподіли величини ЛДХ зрізів ПМЖ, головного мозку, шкіри, нирки, селезінки та ППК;
- координатні розподіли величини ЦД зрізів ПМЖ, головного мозку, шкіри, нирки, селезінки та ППК.

3. Встановити діапазон чутливості та точності багатопараметричного диференційного Мюллер-матричного картографування з алгоритмічним відтворенням мап ЛД, ЦД, ЛДХ та ЦДХ полікристалічної складової БП і ППК до зміни рівня ОК померлих.

4. Розробити практичні критерії визначення ОК з подальшою розробкою рекомендацій для використання в судово-медичній практиці методу статистичного аналізу диференційних Мюллер-матричних мап фазової й амплітудної анізотропії полікристалічної складової зрізів ПМЖ, головного мозку, шкіри, нирки, селезінки та ППК для високоточного визначення ОК померлих.

Об'єкт дослідження: зміни структурного полікристалічного складу гістологічних препаратів БТ і ППК та трансформація їхніх мікроскопічних зображень у випадках гострої крововтрати (ГК).

Предмет дослідження: багатоканальна поляризаційна диференційна Мюллер-матрична томографія полікристалічної складової гістологічних зрізів ПМЖ, головного мозку, шкіри, нирки, селезінки та ППК; статистичні критерії структури розподілів Мюллер-матричних мап оптичної анізотропії біологічних зразків трупа людини з різним значенням ОК.

Методи дослідження: азимутально-інваріантна поляризаційна мікроскопія (одержання поляризаційних зображень); диференційне Мюллерматричне картографування (отримання диференційних Мюллер-матричних зображень і мап ЛД, ЦД, ЛДХ та ЦДХ); статистичний аналіз результатів багатопараметричного диференційного Мюллер-матричного картографування.

Наукова новизна отриманих результатів.

1. Уперше для високоточного й об'єктивного визначення ОК померлих використаний комплексний підхід на основі багатопараметричного диференційного Мюллер-матричного картографування з алгоритмічним відтворенням мап ЛД, ЦД, ЛДХ та ЦДХ полікристалічної складової гістологічних зрізів ПМЖ, головного мозку, шкіри, нирки, селезінки та ППК в постмортальному періоді.

2. Уперше ОК лля встановлення застосований метол багатоканальної диференційної Мюллер-матричної томографії 3 алгоритмічним відтворенням мап ЛД, ЦД, ЛДХ та ЦДХ, що забезпечило розширення функціональних можливостей методу на випадок діагностики гістологічних зрізів ПМЖ, головного мозку, шкіри, нирки, селезінки, ППК й отримання експериментально відтворюваного набору взаємозв'язків між змінами величин статистичних моментів 1-4-го порядків та ОК.

3. Вперше визначений діапазон чутливості та точності досліджуваних методів до зміни рівня ОК померлих:

- диференційне Мюллер-матричне картографування полікристалічної ЛД оптично анізотропної складової набору біологічних препаратів (БП) ΔV = 0÷1000 мм³↔86-92 %;
- диференційне Мюллер-матричне картографування топографічних розподілів величини ЦД набору БП ΔV = 0÷1500 мм³↔86-92 %;
- диференційна Мюллер-матрична томографія з алгоритмічним відтворенням мап ЛДХ полікристалічної структури БП – ΔV = 0÷2000 мм³↔86-92 %;
- диференційна Мюллер-матрична томографія ЦДХ полікристалічної складової БП ΔV = 0÷2500 мм³↔88-96 %.

4. Вперше розроблені практичні рекомендації й апробовані для використання в судово-медичній практиці методу статистичного аналізу диференційних Мюллер-матричних мап фазової й амплітудної анізотропії полікристалічної складової гістологічних зрізів ПМЖ, головного мозку, шкіри, нирки, селезінки та ППК для високоточного встановлення ОК померлих.

Достовірність наукових результатів зумовлена використанням у теоретичному розгляді сукупності апробованих підходів теорії оптичної анізотропії, поляризації та дихроїзму. В експериментальній частині дослідження застосовані перевірені методи поляризаційної Мюллерматричної мікроскопії та статистичного аналізу оптичних зображень. Основні результати експериментів узгоджуються як в якісному, так і в кількісному аспекті з теоретичними передбаченнями, що підтверджує їхню надійність і можливість практичного використання в судово-медичній практиці.

Практичне значення отриманих результатів.

Одержані результати проведених досліджень значно розширюють можливості судово-медичної експертизи, доповнюючи традиційні методи оцінки крововтрати об'єктивними оптичними критеріями. Встановлено, що зміни оптичних властивостей БТ і крові дозволяють з високою точністю визначати ступінь ГК в померлих. Розроблений комплекс методик, що диференційну Мюллер-матричну поляризаційну включає томографію полікристалічної складової гістологічних зрізів БТ і ППК, дає можливість суттєво підвищити точність оцінки ОК. Застосування даної методики надає більш точно змогу відтворювати механізми розвитку летального танатогенезу у випадку крововтрати, а також забезпечує розв'язання ключових питань судово-медичної науки та практики.

Результати дисертаційного дослідження впроваджено в практичну діяльність ДСУ «Житомирське обласне бюро судово-медичної експертизи», ДСУ «Івано-Франківське обласне бюро судово-медичної експертизи», ДСУ «Кіровоградське обласне бюро судово-медичної експертизи», КЗ ЛОР «Львівське обласне бюро судово-медичної експертизи», а також у навчальний процес кафедр судової медицини та права Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова, судової медицини, медичного та фармацевтичного права Івано-Франківського національного медичного університету, судової медицини та медичного права Національного медичного університету імені О.О. Богомольця, патологічної анатомії та судової медицини Львівського національного медичного університету ім. Данила Галицького, що підтверджено відповідними актами впровадження.

Особистий внесок здобувача.

Дисертація є самостійно виконаною науковою працею здобувача. Автор особисто здійснив формулювання основних теоретичних і практичних положень дисертаційної роботи, провів патентно-інформаційний пошук і визначив актуальність теми й основні напрями подальших досліджень на основі даних аналізу сучасних літературних джерел. Разом з науковим керівником визначені мета та завдання наукової роботи, складений план, підібрані й апробовані методи дослідження. Здобувач особисто провів забір матеріалу й експериментальні дослідження. Дисертант здійснив комп'ютерний аналіз, обробку даних поляризаційної мікроскопії, теоретичне обгрунтування експериментальних досліджень та узагальнення їхніх результатів. Здобувач самостійно написав і проілюстрував усі розділи дисертаційної роботи, виконав літературне оформлення наукових джерел. Спільно з науковим керівником були сформульовані кінцеві висновки та практичні рекомендації. Дисертант самостійно здійснював написання наукових публікацій, оформлення доповідей і впровадження результатів дисертаційної роботи в практичну діяльність бюро судово-медичних експертиз України. У наукових публікаціях, що оприлюднені в співавторстві, здобувачу належить основний творчий доробок і фактичний матеріал. Запозичень ідей і розробок співавторів публікацій не було.

Апробація результатів дисертації.

Основні положення дисертаційної роботи були оприлюднені на вітчизняних і міжнародних науково-практичних конференціях: Balkan

Асаdemy of Forensic Sciences 14th Annual Scientific Meeting (м. Стамбул, Туреччина, 05-08 жовтня 2023 р.); 105-й підсумковій науково-практичній з міжнародною участю конференції професорсько-викладацького складу Буковинського державного медичного університету, присвяченій 80-річчю БДМУ (м. Чернівці, 5, 7, 12 лютого 2024 р.); Буковинському міжнародному медико-фармацевтичному конгресі студентів і молодих учених ВІМСО 2024 (м. Чернівці, 2-5 квітня 2024 р.); 10th international symposium of the osteuropaverein rechtsmedizin e.v. domestic and gender-based violence (Молдова, 30 травня – 1 червня 2024 р.); 106-й підсумковій науково-практичній конференції з міжнародною участю професорсько-викладацького складу Буковинського державного медичного університету (м. Чернівці, 3, 5, 10 лютого 2025 р.); 26th Triennial Meeting of the International Academy of Legal Medicine (IALM 2024) (м. Афіни, Греція, 21-23 травня 2024 р.).

Публікації.

За матеріалами дисертаційного дослідження опубліковано 14 наукових праць, зокрема 7 статей, 1 з них у виданнях, проіндексованих у базі даних Scopus, 6 у періодичних виданнях, включених до переліку наукових фахових видань України, 6 тез, опублікованих у збірниках матеріалів наукових конференцій, конгресів, 1 патент України на корисну модель.

Структура та обсяг дисертації.

Дисертація викладена українською 226 сторінках мовою на комп'ютерного тексту. Робота складається зі вступу, огляду літератури, матеріалів і методів дослідження, 4 розділів власних досліджень, узагальнення й аналізу результатів дослідження, висновків, практичних рекомендацій, списку використаних джерел, додатків. Дисертація ілюстрована 63 таблицями, 56 рисунками. Список використаної літератури містить 234 джерела, зокрема 25 – кирилицею, 209 – латиницею.

РОЗДІЛ 1

СУЧАСНИЙ СТАН ПРОБЛЕМИ ВСТАНОВЛЕННЯ ОБ'ЄМУ КРОВОВТРАТИ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ)

1.1. Сучасні методи визначення об'єму крововтрати

ГК є однією з основних причин летальних наслідків у сучасній клінічній практиці, зокрема у випадках тяжкої травми, хірургічних втручань, акушерських ускладнень та при низці інших патологічних станів [1-3]. Незважаючи на наявність сучасних методів медичної допомоги, летальність, зумовлена значною втратою крові, залишається високою, що зумовлює актуальність поглибленого вивчення механізмів цього процесу та вдосконалення підходів до його діагностики, зокрема в судово-медичній практиці для точної посмертної верифікації [1, 4-6].

Згідно з даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, ГК є провідною причиною смертності у випадках тяжких травм, особливо внаслідок дорожньо-транспортних пригод. За даними National Trauma Data Bank (США), понад 35% усіх смертей від травми пов'язані з критичною крововтратою, причому у 90% з них – у перші 6 годин після ушкодження. У публікаціях World Journal of Emergency Surgery зазначається, що приблизно кожна третя смерть від травми пов'язана з неконтрольованою кровотечею [4, 6-8]. Також, слід зазначити, що статистичні огляди вказують на зростання актуальності проблеми встановлення ОК в умовах масових уражень, військових дій та техногенних катастроф [9-11]. При цьому клінічна та судово-медична оцінка ступеня крововтрати часто є неточною, суб'єктивною або взагалі неможливою у разі внутрішніх або комбінованих кровотече [7].

У судово-медичній практиці встановлення об'єму ГК є одним із ключових завдань, що має безпосереднє значення для визначення причини смерті, аналізу механізму травмування, встановлення давності травми, а також формування обґрунтованих судових висновків [12-15]. ГК може бути

як безпосередньою причиною смерті, так і одним із патогенетичних механізмів, що ускладнюють основне ушкодження, супроводжують шоковий стан або сприяють розвитку поліорганної недостатності [16-19]. Визначення точного ОК дозволяє експерту надати обґрунтований висновок щодо тяжкості травми, механізму ушкодження, часу настання смерті, а в ряді випадків – щодо можливості та ефективності надання медичної допомоги [15].

Види крововтрати, які аналізують судово-медичні експерти, умовно поділяють на зовнішню (явну) та внутрішню (приховану). Зовнішня крововтрата визначається на підставі огляду місця події, об'єктивного виявлення крові на одязі, в навколишньому середовищі, на тілі або біля нього. Внутрішня кровотеча, що виникає внаслідок ушкодження судинних структур у порожнинах тіла та м'яких тканинах, часто виявляється лише під час розтину. При цьому встановлення її об'єму є складним через вбирання крові в тканини, часткову коагуляцію, а також вплив посмертних змін [7, 20].

З точки зору судово-медичної діагностики, об'єм крововтрати є критичним параметром. Визначення, чи досягла крововтрата летального рівня, допомагає оцінити відповідність тяжкості травми з причиною смерті. Крім того, встановлення того, чи був шанс на порятунок при своєчасному втручанні, є надзвичайно важливим у випадках можливого ненадання або несвоєчасного надання медичної допомоги [21-26].

Наприклад, знання того, що обсяг втраченої крові був меншим за 30% циркулюючого об'єму (що не є критичним), може свідчити про інші летальні механізми або потенційно звернену ситуацію при належному лікуванні. У той же час масивна крововтрата понад 40% об'єму циркулюючої крові (ОЦК), як правило, вважається несумісною з життям без негайної медичної допомоги, що має значення в експертизі причин смерті при агонії чи безпосередньо після травми [27-34].

Згідно з літературними даними, оцінка ризику для життя та смертності базується на розрахунку відносного рівня ОК від загальної кількості крові

[11, 35-37]. Патофізіологічно ГК має різні наслідки, які без медичної допомоги зрештою призводять до смерті. Проте питання про ступінь ГК, що спричиняє летальний кінець, завжди залишається дискусійним [36-39]. Загальноприйнятим у судово-медичній практиці є розрахунок відносного ОК (кількості втраченої крові від загального об'єму крові (ЗОК) в організмі людини) щодо смертності: ГК понад 33 % від загальної кількості крові є небезпечною для життя; 50 % – призводить до летального наслідку [40-46].

Проте навіть розрахунок загальної кількості крові організму може бути досить складним [42]. Відомо, що ЗОК можна розділити на об'єм циркулюючої крові та депо крові (селезінка, печінка та підсосочкове шкірне сплетення) [41, 45-48]. Запропоновані моделі визначення фізіологічного об'єму крові людини: для чоловіків — 77 мл/кг маси тіла ± 10 %, для жінок — 65 мл/кг маси тіла ± 10 %, що насамперед пов'язано з більшою кількістю жирової тканини в жінок [1, 47, 50]. Також спірною є методика розрахунку ЗОК при збільшенні маси тіла. Причина полягає в тому, що жирова тканина має відносно мало кровоносних судин [43, 44, 49].

Деякі автори вважають, що вік, стать, зріст, вага та стан здоров'я також впливають на ЗОК (наприклад, відмічається підвищення його рівня при тяжкому варикозному розширенні вен і зниження при карциномі, туберкульозі, лейкемії, ревматологічних захворюваннях або інших анеміях). Також слід зазначити, що ЗОК залежить від гормональних і кліматичних факторів, а також від ступеня фізичної підготовки (підвищення ЗОК в спортсменів) [1, 4, 51, 52-58].

Існують багато правил і спеціальних формул для оцінки ЗОК. Проте часто для більшості людей ЗОК розраховується узагальнено – 5-6 літрів. Вчені в сучасних дослідженнях демонструють адаптовані формули для встановлення ЗОК за індексом маси тіла [59-62]. Також використовуються нелінійні формули масштабування залежно від маси та конституції тіла померлого. Застосування цих нелінійних залежностей особливо актуальне при розрахунку ЗОК у випадках підвищеної маси тіла [41, 44, 49]. Для підрахунку ОК також важлива локалізація ділянки пошкодження кровоносних судин. При зовнішній кровотечі кров виходить за межі організму, що проявляється явними ознаками крововтрати. При внутрішній кровотечі кров накопичується в порожнинах тіла, що може викликати додаткові місцеві зміни. Наприклад, тампонада серця, внутрішньочерепний крововилив або гемоторакс можуть спричинити смерть від інших механічних причин до розвитку смертельної ГК та її класичних ознак [15, 63, 64].

ГК є критичним станом, що може призвести до смерті через складні патофізіологічні механізми, які включають системні та клітинні відповіді організму на зменшення об'єму циркулюючої крові [52]. Патогенез ГК полягає в розвитку гіповолемічного шоку з подальшим зниженням венозного кровотоку, серцевого викиду та падінням артеріального тиску [65, 66]. Залежно від тяжкості кровотечі периферичний опір кровоносних судин на початкових стадіях підвищується за допомогою нервових і гормональних впливів, дозволяє централізувати залишковий об'єм крові ШО лля підтримання перфузії життєво важливих органів. Відбувається вивільнення катехоламінів, антидіуретичного гормону й активація симпатичної нервової системи, що спричиняє вазоконстрикцію артеріол і підвищення серцевого ритму [52]. Одночасно з органами мобілізуються депо крові. Приплив міжтканинної рідини та звуження венозних судин також збільшують венозне повернення. Проте подальша втрата крові, рідини та судинних медіаторів агрегації тромбоцитів еритроцитів, призводить до гемостазу, та дисемінованого внутрішньосудинного згортання крові [53, 67-73].

Зменшення доставлення кисню до тканин змушує клітини переходити на анаеробний метаболізм для вироблення енергії, що спричиняє накопичення лактату та розвиток метаболічного ацидозу. При тривалому дефіциті кисню відбуваються виснаження запасів аденозинтрифосфату, дисфункція іонних насосів мембран, набряк клітин і вивільнення токсичних метаболітів, що сприяє незворотним пошкодженням клітин [74, 75]. Така недостатність кровообігу тягне за собою порушення кровопостачання органів і систем організму з подальшим розвитком кисневого голодування. ГК часто супроводжується розвитком "летальної тріади", що включає гіпотермію, ацидоз і коагулопатію. Гіпотермія знижує активність коагуляційних факторів і сприяє порушенню гемостазу. Ацидоз погіршує функцію серця та допомагає дисфункції коагуляційної системи. Коагулопатія, що розвивається внаслідок розведення коагуляційних факторів, споживання тромбоцитів та активації фібринолізу, ускладнює зупинку кровотечі та сприяє подальшій крововтраті. Смерть при ГК настає внаслідок паралічу дихального центру та скорочення серця [68, 76-81].

Причини ГК можуть бути різними. Внутрішні включають шлунковокишкові кровотечі з виразок, варикозних вен стравоходу, пухлин, розривів аневризм або некрозу стінки міокарда й інших органів. До травматичних причин ГК відносять ушкодження, що виникли в результаті дорожньотранспортних пригод, падіння з висоти, колотих, різаних і вогнепальних поранень [3, 34, 35]. Ушкодження тупими твердими предметами також можуть призвести до смертельної ГК. Найчастіше летальна ГК обумовлена ураженням магістральних судин, серця або паренхіматозних органів [3, 82].

Діагноз кровотечі базується на визначенні ОК й, якщо можливо, джерела його витоку. Слід зазначити, що при морфологічному обстеженні дуже важлива локалізація кровотечі, оскільки, наприклад, шлунково-кишкова кровотеча може викликати значно більшу кількість анемічних проявів, ніж її локалізація в дихальних шляхах [82].

Водночас значна кількість крові, виявлена в порожнинах і внутрішніх органах трупа, не є визначальною для встановлення швидкості ГК, її кратності, а також визначення тривалості термінального процесу [3]. ГК з менших судин та/або судин з нижчим тиском може тривати довгий час і за значних об'ємів понад 2 л може бути не летальною через розвиток компенсаторних процесів у організмі. А пошкодження великих судин у безпосередній близькості від серця, наприклад, аорти, може призвести до втрати тиску та декомпенсації, що може спричинити смерть навіть за умови незначної ГК близько 500 мл [83-89].

Попри великий інтерес до цієї теми та значний технічний розвиток, судово-медичні експерти у своїх висновках часто спираються на візуальноописові методи, що є недостатньо точними, але несуть значну інформацію про ступінь ОК [9, 15, 89]. До загальних морфологічних проявів ГК відносяться: блідість шкіри, слизових і серозних оболонок; незначно виражені трупні плями; різко виражене трупне заклякання; анемія внутрішніх органів; зменшення розмірів і зморщування селезінки; невелика кількість крові в судинах і порожнинах серця, екхімози внутрішніх органів і слизових оболонок [9, 10, 89-93].

Досить частою ознакою ГК є точкові крововиливи (екхімози), зокрема такі прояви в ендокарді лівого шлуночка серця називають плямами Мінакова. Їх наявність у лівому шлуночку пояснюється виникненням вищого тиску розрідження під час діастоли порівняно з іншими відділами серця [93-97]. Частіше вони локалізуються на передній стінці й основі серця (під мітральним клапаном), спостерігаються як поодинокі, так і множинні застійні крововиливи розміром до 5,0 мм. Мікроскопічне дослідження препаратів серця показує, що крововиливи майже в усіх випадках розташовуються безпосередньо під ендокардом і епікардом з поширенням на міокард [97, 98].

Згідно з літературними даними, досить часто поряд із субендокардіальними крововиливами також зустрічаються субплевральні, що здебільшого локалізуються в базальних ділянках [96, 97]. Гістологічно в легенях виявляються ознаки виражених дистрофічних змін, порушення мікроциркуляції та зміни строми (розриви стінок альвеол, компенсаторне розширення альвеол, скупчення еозинофільної рідини в їхньому просвіті, виражене повнокров'я артеріол і капілярів) [92, 96].

Хочемо зауважити, що на оцінку відносної крововтрати під час розтину негативно впливає низка факторів, як-от поєднання внутрішньої та зовнішньої кровотеч, накопичення крові в тканинах завдяки просочуванню, розведення крові іншими рідинами організму або кишковим вмістом. Все це значно ускладнює точність визначення ОК [7, 88, 94]. Крім того, ОК може бути невеликим за наявності супутніх захворювань або травм, що навіть за умови незначної крововтрати можуть передчасно призвести до декомпенсації стану та смерті. Також часто трапляються випадки механічного здавлення життєво-важливих органів, наприклад, при тампонаді серця кров'ю, внутрішньочерепному крововиливі [99, 100].

У випадках зовнішньої кровотечі буває важко оцінити ОК, оскільки її сліди на трупі та навколо нього можуть бути оманливими через прибирання, переміщення трупа, перевдягання, вплив факторів навколишнього середовища тощо [88, 89].

Хочемо звернути увагу на цікаві дані, описані в роботі М.N. Schorn, стосовно дослідження кількості посмертної крововтрати в певні проміжки часу. Результати показали відсутність статистично значущої кореляції між віком і ОК, тобто характеристики стінок судин (атеросклеротичні зміни тощо) не впливають на його чисельність [36]. Крім того, автор зазначає, що причина смерті також не вплинула на результати.

Для отримання точніших достовірних результатів визначення ОК світові науковці проводять пошук нових і більш об'єктивних методів оцінки ступеня ГК, про що свідчить низка присвячених цій темі наукових праць [1-6, 36, 101-109].

Багато з них присвячені встановленню ОК шляхом визначення сухого залишку крові та переведення його в рідку кров (гравіметричний метод встановлення ОК). На основі морфологічних змін плям крові, що висихають, запатентований спосіб кількісного визначення ОК для потреб судовомедичної експертизи [110-116]. Вчені детально описали динаміку випаровування крові й особливості її переходу в золь-гель. Згідно з їхніми даними, еритроцити є дисперсною фазою, а плазма – водною. Після коагуляції та відкладення фібрину кров утворює гелеподібну структуру, що має певні характеристики під час випаровування. Вчені встановили, що на швидкість випаровування впливають форма та розмір плями крові. Крім того,
ділянки висихання утворюються нерівномірно, як у центрі, так і за краями басейну, а деякі ділянки можуть залишатися гелеподібними протягом довгого періоду [116]. До недоліків цього підходу можна віднести: неможливість оцінити об'єм втраченої крові, що залишилася в тілі (просочення тканин організму, кров в порожнинах та органах). Також слід враховувати, що частина крові може бути змитою з поверхонь, потрапити в інші біологічні рідини (сечу, ексудат), випаруватись чи піддатись гниттю, що призводить до недооцінки ОК та спотворення результату [115-117].

Заслуговує на увагу робота Л.О. Яланської, яка розробила методи визначення ОК на одязі, ранових поверхнях і в крововиливах у м'язи та жирову клітковину [7]. Вони базуються на математичному аналізі макро- та мікроскопічних ознак зниження кровопостачання внутрішніх органів із застосуванням якісного підходу з подальшою розробкою спеціальних тестових таблиць [118].

В інших наукових публікаціях було запропоновано використовувати імуногістохімічну реакцію з первинними антитілами до гемоглобіну та фібронектину для дослідження трупних плям. У дермі спостерігали помірно виражену експресію гемоглобіну та фібронектину. Отримані ознаки можуть бути використані як додаткові судово-медичні критерії посмертного переміщення або зміни положення трупа в стадії стазу у випадках смерті внаслідок ГК [119, 120].

Цікавою, на нашу думку, є робота з опису методики поперечної рентгенівської візуалізації з використанням триетапного алгоритму вимірювання діаметра правої легеневої артерії, площі поперечного перерізу основної легеневої артерії й об'єму правого передсердя, що дозволяє отримати об'ємну вибірку даних. Автори стверджують, що кількісна посмертна візуалізація поперечного зрізу може забезпечити надійний об'єктивний метод оцінки проблеми смертельної кровотечі в судовій медицині [4].

Попри велику кількість робіт і запропонованих методик визначення

ступеня ОК, фахівці часто натрапляють на труднощі діагностики. Більшість з них полягають у тому, що експерти будують свої висновки на основі анемії внутрішніх органів, оцінки кольору органів і шкіри, встановлення ОК шляхом вимірювання екстравазальної крові, всередині тіла або зовні на предметах одягу тощо [121-125]. На жаль, усі ці ознаки не дають достатньо достовірних результатів, що б задовольнили судові та слідчі органи [126].

Тому, аналізуючи отримані дані, вважаємо необхідним пошук сучасних методів визначення судово-медичних критеріїв ГК. Для розв'язання цієї проблеми пропонуємо апробувати методи поляризаційної мікроскопії БТ для точного встановлення ОК. Вони добре зарекомендували себе при застосуванні для потреб судово-медичної експертизи, зокрема для диференціації анемічних і повнокровних БТ [16-27, 127-131].

1.2. Можливість використання методів поляризаційної мікроскопії в дослідженні об'єму крововтрати

Останнього десятиріччя традиційний підхід до наукових досліджень, що передбачав поділ на вузькі дисциплінарні напрями, втратив свою ефективність і більше не задовольняє потреби сучасної науки та, зокрема, судової медицини. Серед світових науковців спостерігається глобальна тенденція до міждисциплінарного об'єднання знань, мета якого – створення інноваційних критеріїв, що стануть основою для розв'язання складних завдань [132-134].

Багато вчених розглядають лазерні технології як перспективний інструмент діагностики. завдяки здатності Адже лазера генерувати когерентне випромінювання з фіксованою довжиною хвилі та сталою фазовою різницею, з'являється можливість ВИЯВЛЯТИ характеристики різноманітних БТ, що недоступні при звичайному візуальному аналізі [135-143]. Сьогодні активно впроваджуються новітні методики, що ґрунтуються застосуванні когерентного випромінювання його В поєднанні на 3

поляризаційними властивостями. Ці підходи суттєво розширюють можливості не лише судово-медичної експертизи, а й медицини загалом. Використання поляриметричної візуалізації дозволяє виявити патологічні зміни в тканинах, оскільки зміни стану поляризації світлового потоку несуть важливу інформацію про оптичні характеристики біологічних середовищ [142-146].

Структурні особливості БТ, як-от просторове розміщення, регулярність і розміри мікроструктур, суттєво впливають на поляризаційні характеристики розсіяного світла. Ці зміни можуть бути зафіксовані за допомогою поляриметричних приладів [147-150].

Останнім часом активно розвиваються методи застосування лазерної поляриметрії у вивченні БТ і середовищ людського організму, зокрема, вони набули актуальності в судово-медичній практиці. Це дозволило проводити оцінку давності настання смерті, визначати час виникнення, характер і прижиттєвість тілесних ушкоджень, а також ідентифікувати гостру ішемію міокарда [22-27, 151-162].

Розглянемо БТ з оптичного погляду. Реальні біологічні об'єкти або середовища є просторово-неоднорідними та світлорозсіюючими. Такій побудові відповідають складні тривимірні розподіли оптичних параметрів, а саме показники заломлення та поглинання; ЛД та ЦД; ЛДХ та ЦДХ [163-165].

Усі різноманітні біологічні структури органів людини (біологічні рідини – кров, лімфа, ліквор, сеча, жовч тощо; БТ – м'язова, сполучна, епітеліальна, нервова) розсіюють світло [166-168].

Аналітично таке явище представляється моделлю трансформації лазерних хвиль в одно- або багаторазово розсіюючому біологічному шарі з поглинанням [167].

У літературі використовують наступну класифікацію оптичних властивостей біологічних шарів: поверхнево-розсіюючі або шорсткі; об'ємно-розсіюючі [166-169]. Нині дослідження зазначених структур виконуються в наступних напрямах:

- спектрофотометричний вивчення просторових змін величини інтенсивності розсіяного оптичного випромінювання з різними довжинами хвиль оптичного випромінювання [170];
- поляриметричний дослідження поляризаційних мап координатних розподілів величин азимута й еліптичності поляризації в точках цифрового мікроскопічного зображення біологічного шару [168-173];
- кореляційний вивчення міри або ступеня узгодженості між поляризаційними параметрами лазерного випромінювання в різних точках (пікселях) цифрового мікроскопічного зображення [31, 33, 174].

Процес розповсюдження лазерного випромінювання в зазначених БТ супроводжується формуванням складних просторово-неоднорідних розподілів величини набору спектрофотометричних, поляризаційних і кореляційних характеристик. В основі цього лежить низка оптичних механізмів:

- відбивання та заломлення [175];
- хвильова дифракція [176];
- лазерна інтерференція [177];
- оптична анізотропія механізми ЛД та ЦД; ЛДХ та ЦДХ [178-181].

Відмічений складний і багатофакторний процес формування об'єктних полів і зображень БТ вимагає створення комплексу методів і систем оптикофізичної діагностики їхніх морфологічної та полікристалічної структур.

Яскравим прикладом такого системного та багатофункціонального підходу стало формування нового напряму біомедичної оптики – новітніх методів і систем об'єктивної цифрової лазерної поляриметрії оптично анізотропної полікристалічної структури препаратів БТ і плівок біологічних рідин органів людини [176-188].

Розроблені методики й експериментальні засоби лазерної поляриметрії забезпечили можливість виявлення сукупності діагностичних вперше взаємозв'язків між набором статистичних (статистичні моменти 1-4-го (функції кореляційних автокореляції) порядків), та фрактальних (логарифмічні залежності спектрів потужності, фрактальні розмірності) параметрів, що характеризують мапи ЛД гістологічних зрізів БТ, та аналогічними статистичними параметрами, що характеризують двомірні розподіли величин азимутів і еліптичності поляризації сукупності точок їхніх цифрових мікроскопічних зображень [189-192].

Основною й унікальною перевагою всіх відомих на сьогодні методів цифрової поляриметричної діагностики є використання єдиної аналітичної платформи – поляризаційної матриці Мюллера. Цей матричний оператор є найбільш інформаційно-повним еквівалентом проявів фазової й амплітудної анізотропії полікристалічної складової біологічних об'єктів [190].

Зазначений математичний оператор був з успіхом застосований для потреб біомедичної діагностики шляхом розроблення поляризаційної моделі поляризаційного та Мюллер-матричного картографування цифрових мікроскопічних зображень цих анізотропних шарів з ЛД, ЦД, ЛДХ та ЦДХ [190-194].

В основу зазначеної моделі була покладена парадигма того, що структура БТ або плівки біологічної рідини являє собою двокомпонентну аморфно-кристалічну матрицю. Аморфна складова (жири, ліпіди, неструктуровані білки) є оптично ізотропною та не змінює величини азимута й еліптичності поляризації лазерного випромінювання [142].

Оптично анізотропна або полікристалічна структурна анізотропія двопроменезаломлення сформована різноманітними просторово структурованими фібрилярними протеїновими мережами [144]. На основі розробленої моделі оптично анізотропної структури БТ вдалося визначити набір діагностичних взаємозв'язків між морфологічною будовою препаратів різноманітних БТ і поляризаційних мап (координатних розподілів величин азимута й еліптичності поляризації) цифрових мікроскопічних зображень [193-196].

З метою розроблення принципів об'єктивного аналізу топографічної структури цифрових мікроскопічних зображень гістологічних зрізів БТ різної морфологічної будови та фізіологічного стану був використаний статистичний підхід на основі обчислення набору центральних статистичних моментів 1-4-го порядків, ЩО характеризують поляризаційні мапи (координатні розподіли величин азимута й еліптичності) сукупності пікселів мікроскопічних зображень гістологічних зрізів БТ органів людини.

У декількох наукових працях був розроблений дизайн поляризаційного картографування мікроскопічних експериментального зображень БТ [195, 196]. Багатопараметричне експериментальне застосування методів і засобів лазерної поляриметрії об'єктних полів БТ лягло в основу формулювання нових об'єктивних критеріїв диференціації розподілів параметрів оптичної анізотропії гістологічних зрізів фізіологічно нормальних і патологічно змінених БТ органів людини.

Висновки до розділу 1

Аналіз сучасної наукової літератури свідчить про те, що ГК залишається однією з провідних причин летальності внаслідок травм, хірургічних втручань і низки патологічних станів. На сьогодні вивчені численні патофізіологічні аспекти цього стану, включаючи гемодинамічні зміни, порушення мікроциркуляції, гіпоксію тканин і розвиток шоку.

Попри наявність численних досліджень з теми, залишаються відкритими питання щодо диференціації ступенів тяжкості крововтрати, особливо в умовах її поєднання з іншими патологічними процесами, як-от травматичний шок або поліорганна недостатність.

Отже, продовження досліджень у напрямі вдосконалення методів судово-медичної діагностики ГК є актуальним і має важливе практичне значення для підвищення точності судово-медичних експертних висновків.

Основні результати даного розділу висвітлено в наступній публікації:

1. Shilan KV, Bachynskyi VT. Modern possibilities of solving the problem of determining the degree of blood loss in forensic medical practice, Суд.-мед. експертиза. 2022;(2):14-9. doi: 10.24061/2707-8728.2.2022.3.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

Цей розділ містить структурно-логічну схему дисертаційного дослідження, опис і характеристику об'єктів дослідження, критерії включення та виключення з дослідження. Детально охарактеризовані використані методи дослідження та наведені приклади обчислень. Окреслені принципи статистичного опрацювання отриманих даних. Представлений алгоритм визначення ОК.

2.1. Структурно-логічна схема дослідження

Дисертаційна робота спрямована на розробку комплексу судовомедичних методик, що формують новий метод високоточного визначення ОК. Основні етапи та напрями дослідження встановлення ОК померлих ілюструє наступна структурно-логічна схема (рис. 2.1).



Рис. 2.1. Структурно-логічна схема багатопараметричної мікроскопії.

2.2. Модель оптично-анізотропної складової біологічних тканин з різними ступенями кровонаповнення

На рис. 2.2 представлена модельна схема оптично-анізотропної полікристалічної структури кровонаповнених БТ.

Полікристалічна структура кровонаповненої БТ				
1	15 51 1			
Фібрилярні протеїнові	Паренхіматозні Цільна кров			
колагенові, еластинові	"острівкові" структури	плазма та формені		
та міозинові мережі		елементи крові		
ЛД та ЛДХ	ЦД та ЦДХ	ЛД, ЦД та ЛДХ, ЦДХ		
Оптично анізот	ропні мапи полікристалі	чної структури		
 координатний розподіл величини ЛД; 				
 координатний розподіл величини ЦД; 				
 координатний розподіл величини ЛДХ; 				
 координатний розподіл величини ЦДХ 				
Взаємозв'язки між статистичною структурою оптично анізотропних мап та				
ОК померлих				
Алгоритм визначення ОК				

Рис. 2.2. Модельна схема оптичної анізотропії біологічних тканин і полікристалічних плівок крові.

Відповідно до представленої модельної схеми можна констатувати наступне:

1. Мікроскопічні прояви морфологічної структури БТ являють собою суперпозицію оптично-анізотропних властивостей фібрилярних і паренхіматозних структур з одного боку та формених елементів крові з іншого.

2. Процес крововтрати насамперед призводить до зменшення рівня ЦД та ЦДХ формених елементів крові на тлі поступового некротичного

зменшення розподілів ЛД та ЛДХ оптичної анізотропії фібрилярних і паренхіматозних структур.

3. Визначення ОК базується на встановленні взаємозв'язків між змінами розподілів параметрів різних типів томографічно відтворених мап фазової й амплітудної анізотропії та рівнем крововтрати померлих.

2.3. Функціональна схема багатопараметричної поляризаційної мікроскопії біологічних препаратів

На рис. 2.3 представлена функціональна блок-схема поляризаційної мікроскопії гістологічних зрізів БТ і ППК, що може працювати в трьох режимах: Стокс-поляриметрія, азимутально-інваріантна Мюллер-матрична поляриметрія та дифузна поляриметрія мап деполяризації.

Біологічні препарати (БП) закріплювали на мікроскопічному столику об'єктного блоку (ОБ), що дозволяє їх точне двокоординатне позиціювання. Спочатку блок освітлення (БО) генерує паралельний поляризований лазерний пучок ($\lambda = 0.63$ мкм), що проходить через поляризаційний фільтр (ПФ). Завдяки поляризатору (П) та фазовій пластинці (ФП) формується азимутально-інваріантне циркулярне поляризоване світло, що взаємодіє з досліджуваним БП. Далі проводили аналіз поляризаційних змін у проєкційному блоці (ПБ), де за допомогою поляризаційного мікрооб'єктива (ПМО, 4×) утворюється мікроскопічне зображення БП. Це зображення проєктується на цифрову камеру (ЦК), що входить до блоку фотоелектронної реєстрації (БФР). Наступним кроком є поляризаційний аналіз (БПА). У цьому блоці зображення піддається фільтрації та реєстрації інтенсивності лінійно поляризованих пучків (з азимутами ±45°), а також право- та ліво-циркулярно поляризованого світла. Отримані дані передаються до блоку обробки даних (БОД). На останньому етапі персональний комп'ютер (ПК) здійснює обчислення фазової й амплітудної анізотропії тканин, а також статистичний аналіз отриманих мап розподілу цих параметрів. Це дозволяє зробити висновки про структуру полікристалічних компонентів досліджуваних тканин та оцінити ступінь крововтрати за характером змін їхніх оптичних властивостей. Усі розрахунки були виконані в програмному забезпеченні MS Excel 2010 та Statistica.



Рис. 2.3. Функціональна блок-схема багатопараметричної диференційної Мюллер-матричної томографії біологічного препарату з різними об'ємами крововтрати.

2.4. Методика статистичного аналізу даних багатопараметричної диференційної Мюллер-матричної томографії

З метою об'єктивного оцінювання координатної структури мап фазової й амплітудної анізотропії полікристалічної складової БП з різним ОК використовувалися статистичні моменти 1-4-го порядків, що характеризують розподіли величин параметрів ЛД, ЦД та ЛДХ, ЦДХ [61, 159].

Набір цих статистичних параметрів забезпечує можливість найповнішої характеристики гістограми розподілу інформаційного аргументу будь-якого типу мапи оптичної анізотропії (ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ) біологічних зразків. Надалі сукупність функціоналів багатопараметричної поляризаційної мікроскопії будемо позначати у вигляді Q.

Статистичний момент 1-го порядку SM₁ або середнє визначає середнє значення випадкових величин Q, що характеризують параметри різних типів мап оптичної анізотропії ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ полікристалічної складової БП з різними ОК:

$$\mathbf{SM}_{1} = \frac{|\mathbf{Q}_{1}| + |\mathbf{Q}_{2}| + \dots + |\mathbf{Q}_{p-1}| + |\mathbf{Q}_{p}|}{\mathbf{P}}.$$
 (2.1)

Статистичний момент 2-го порядку SM₂ або дисперсія розподілу випадкової величини Q окреслює ступінь її відхилення від величини середнього SM₁:

$$\mathbf{SM}_{2} = \sqrt{\frac{Q_{1}^{2} + Q_{2}^{2} + \dots + Q_{p-1}^{2} + Q_{p}^{2}}{P}}.$$
(2.2)

Іншими словами, дисперсія SM₂ визначає максимально ймовірний діапазон змін величин ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ, що обумовлені просторовою орієнтацією напрямків укладання фібрил, концентрацією оптично активних молекул протеїнів і формених елементів крові.

Статистичний момент 3-го порядку SM₃ або асиметрія характеризує відхилення від Гаусового розподілу [82] випадкової величини Q:

$$\mathbf{SM}_{3} = \sqrt{\frac{\mathbf{Q}_{1}^{3} + \mathbf{Q}_{2}^{3} + \dots + \mathbf{Q}_{p-1}^{3} + \mathbf{Q}_{p}^{3}}{P}} \left(\sqrt{\frac{\mathbf{Q}_{1}^{2} + \mathbf{Q}_{2}^{2} + \dots + \mathbf{Q}_{p-1}^{2} + \mathbf{Q}_{p}^{2}}{P}}\right)^{3} \cdot (2.3)$$

Величина цього статистичного параметра SM₃ визначає співвідношення між площами під кривою розподілу поляризаційного функціонала Q відносно його середнього значення SM₁. Тобто асиметрія SM₃ розподілу Q характеризує динаміку змін величин ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ, що обумовлені просторовою орієнтацією напрямків укладання фібрил, концентрацією оптично активних молекул протеїнів і формених елементів крові.

Статистичний момент 4-го порядку SM₄ або ексцес характеризує ступінь гостроти "піка" розподілу випадкової величини Q:

$$\mathbf{SM}_{4} = \sqrt{\frac{\mathbf{Q}_{1}^{4} + \mathbf{Q}_{2}^{4} + \dots + \mathbf{Q}_{p-1}^{4} + \mathbf{Q}_{p}^{4}}{P}} \left(\sqrt{\frac{\mathbf{Q}_{1}^{2} + \mathbf{Q}_{2}^{2} + \dots + \mathbf{Q}_{p-1}^{2} + \mathbf{Q}_{p}^{2}}{P}}\right)^{4} \cdot (2.4)$$

Значення ексцесу SM₄ є детектором екстремальних змін величин ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ, що обумовлені просторовою орієнтацією напрямків укладання фібрил, концентрацією оптично активних молекул протеїнів і формених елементів крові. У попередніх виразах **Р** = 800×1290 – ЗОК, що реєструє той чи інший тип поляризаційного мікроскопічного зображення БП.

2.5. Характеристика об'єктів дослідження

Як об'єкти дослідження використовувалися гістологічні зрізи головного мозку, ПМЖ, шкіри, селезінки, нирки та ППК людини, померлої внаслідок масивної крововтрати. Забір проводили в приміщенні Державної "Чернівецьке службової установи обласне бюро судово-медичної експертизи" при змішаному освітленні, температурі повітря +18-22°С та відносній вологості 60-75 %.

Гістологічні зрізи БТ внутрішніх органів померлих виготовлялися за стандартною методикою на мікротомі зі швидким замороженням. ППК одержувалися шляхом нанесення краплі крові померлих на оптично однорідне скло з наступним просушуванням при кімнатній температурі.

Усі дослідні зразки БТ і ППК були поділені на наступні групи за ОК:

- контрольна (n = 50) померлі від ішемічної хвороби серця (IXC) (критерії включення: трупи людей двох статей віком від 18 до 40 років; наявність макро- та мікроскопічних ознак IXC; відсутність будь-яких ознак ГК);
- дослідна група № 1 n = 24, V = (500±100) мм³;
- дослідна група № 2 n = 42, V = (1000±100) мм³;
- дослідна група № 3 n = 18, V = (1500±100) мм³;
- дослідна група № 4 n = 32, V = (2000±100) мм³;
- дослідна група № 5 n = 34, V = (2500±100) мм³.

Критерії включення до дослідних груп були наступними: трупи людей двох статей віком від 18 до 70 років; наявність макро- та мікроскопічних ознак ГК; відомий ОК. Критеріями виключення з дослідних груп були: лабораторно підтверджені будь-які екзогенні й ендогенні інтоксикації; наявність системних захворювань організму. Проведені експериментальні та експертні дослідження відповідають принципам Гельсінської декларації, прийнятої Генеральною асамблеєю Всесвітньої медичної асоціації (1964-2000 рр.), Конвенції Ради Європи про права людини та біомедицину (1997 р.), положенням ВООЗ, Міжнародної ради медичних наукових товариств, Міжнародного кодексу медичної етики (1983 р.) та чинному законодавству України (Протокол No1 від 16.09.2021 року та Протокол №8 від 17.04.2025 року засідань комісії з біоетики Буковинського державного медичного університету).

Проведені практичні дослідження відповідають також нормам Закону України «Про судову експертизу» від 25 лютого 1994 року, No 4038-XII, Закону України «Про поховання та похоронну справу» від 10 липня 2003 року, No 1102-IV, Кримінально процесуальному кодексу України та іншим нормативно-правовим документам, що регламентують діяльність судовомедичної служби України та діяльність установ судових експертиз.

Розглянемо серію рис. 2.4-2.6, на яких представлені мікроскопічні поляризаційні зображення гістологічних зрізів БП органів з фібрилярною контрольної (крововтрата відсутня) лослілної <u>№</u> 2 структурою та (крововтрата 1000 мм³) груп. Рис. 2.7, 2.8 ілюструють поляризаційні гістологічних зрізів біологічних паренхіматозних зображення тканин селезінки та нирки контрольної (крововтрата відсутня) та дослідної №2 мм³) груп померлих. На рис. 2.9 представлені (крововтрата 1000 поляризаційні зображення ППК контрольної (крововтрата відсутня) та дослідної № 2 (крововтрата 1000 мм³) груп.

У серії табл. 2.1-2.6 наведені величини статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли інтенсивності мікроскопічних зображень БП з контрольної та дослідної груп.



Рис. 2.4. Поляризаційні мікроскопічні зображення гістологічних зрізів прямого м'яза живота контрольної (1) та дослідної (2) груп.

Таблиця 2.1

Статистичні параметри мікроскопічних зображень гістологічних зрізів прямого м'яза живота померлих з різними ступенями крововтрати

Параметри	Контрольна група	Дослідна група
SM ₁	0,56	0,64
SM ₂	0,27	0,21
SM ₃	0,39	0,54
SM ₄	0,65	0,76



Рис. 2.5. Поляризаційні мікроскопічні зображення гістологічних зрізів шкіри контрольної (1) та дослідної (2) груп.

Статистичні параметри мікроскопічних зображень гістологічних зрізів шкіри померлих з різними ступенями крововтрати

Параметри	Контрольна група	Дослідна група
SM ₁	0,52	0,43
SM ₂	0,21	0,17
SM ₃	0,41	0,58
SM ₄	0,63	0,73



Рис. 2.6. Поляризаційні мікроскопічні зображення гістологічних зрізів мозку контрольної (1) та дослідної (2) груп.

Таблиця 2.3

Статистичні параметри мікроскопічних зображень гістологічних зрізів мозку померлих з різними ступенями крововтрати

Параметри	Контрольна група	Дослідна група
SM ₁	0,39	0,34
SM ₂	0,18	0,15
SM ₃	0,74	0,89
SM ₄	0,81	0,93



Рис. 2.7. Поляризаційні мікроскопічні зображення гістологічних зрізів селезінки контрольної (1) та дослідної (2) груп.

Таблиця 2.4

Статистичні параметри мікроскопічних зображень гістологічних зрізів селезінки померлих з різними ступенями крововтрати

Параметри	Контрольна група	Дослідна група
SM ₁	0,31	0,23
SM ₂	0,16	0,11
SM ₃	0,57	0,71
SM ₄	0,86	0,99



Рис. 2.8. Поляризаційні мікроскопічні зображення гістологічних зрізів нирки контрольної (1) та дослідної (2) груп.

Статистичні параметри мікроскопічних зображень гістологічних зрізів нирки померлих з різними ступенями крововтрати

Параметри	Контрольна група	Дослідна група
SM ₁	0,58	0,49
SM ₂	0,23	0,18
SM ₃	0,45	0,56
SM ₄	0,72	0,97



1 2 Рис. 2.9. Поляризаційні мікроскопічні зображення плівок крові контрольної (1) та дослідної (2) груп.

Таблиця 2.6

Статистичні параметри мікроскопічних зображень полікристалічних плівок крові померлих з різними ступенями крововтрати

Параметри	Контрольна група	Дослідна група
SM ₁	0,35	0,28
SM ₂	0,19	0,14
SM ₃	0,81	1,09
SM ₄	1,05	1,33

Порівняльний аналіз одержаних даних поляризаційної мікроскопії всіх

типів БП з різними ОК виявив наступне:

- наявність полікристалічної оптично-анізотропної складової (топологічні розподіли "просвітлення" в площині мікроскопічних зображень);
- індивідуальність координатних розподілів фібрилярних, паренхіматозних і полікристалічних оптично-анізотропних структур усіх типів БП;
- чутливість величин усіх статистичних параметрів, що характеризують координатні розподіли інтенсивності поляризаційних мікроскопічних зображень, до зростання ОК;
- зі збільшенням ОК величини середнього SM₁ і дисперсії SM₂ розподілів інтенсивності поляризаційних зображень зменшуються;
- зростання ОК супроводжується збільшенням величин статистичних моментів вищих порядків (асиметрія SM₃ й ексцес SM₄) розподілів інтенсивності в площині мікроскопічних зображень.

2.6. Алгоритм визначення ступеня крововтрати

В основу визначення ОК покладена наступна методика дослідження динаміки змін величин статистичних моментів 1-4-го порядків, що обумовлені просторовою орієнтацією напрямків укладання фібрил, концентрацією оптично активних молекул протеїнів і формених елементів крові.

1. За допомогою багатопараметричної методики диференційної Мюллер-матричної томографії встановлюють серію мікроскопічних координатних розподілів інформаційних параметрів Q ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ полікристалічної складової набору БТ і крові померлих з різними ОК.

2. Для кожного з розподілів інформаційних параметрів Q мап оптичної анізотропії БП, що відповідають певному ОК (у діапазоні від 0 мм³ до 2500 мм³), обчислюють набір статистичних моментів 1-4-го порядків SM_{i=1;2;3;4}.

3. Для сукупності гістологічних зрізів кожної біологічної фібрилярної, паренхіматозної тканини та ППК будують серію номограм – залежностей величини статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4} від ОК ΔV.

4. Одержані для кожного статистичного моменту $SM_{i=1;2;3;4}$ залежності апроксимують методом найменших квадратів і знаходять відповідні апроксимуючі криві $\Phi(\Theta)$.

5. Аналізують отримані криві $\Phi(\Theta)$ і визначають наявність лінійних ($\Theta_i = \text{const}$) ділянок і кути їхнього нахилу Θ_i .

6. Досліджують зразок БТ або ППК померлого з невідомим рівнем крововтрати та визначають його об'єм за наступним алгоритмом (рис. 2.10) і формулою:

$$V_{x} = \left(SM_{*}^{i}(V_{*}) - SM_{1}^{i}(V_{1}) \right) \times \left(\binom{(V_{2} - V_{1})}{\left(SM_{2}^{i}(V_{2}) - SM_{1}^{i}(V_{1}) \right)} \right), \quad (2.5)$$

де SMⁱ – один з набору статистичних параметрів;

 $\Delta V = (V_2 - V_1) - діагностично-актуальний діапазон зміни ОК V;$

SM^{*i*}_{*} – значення статистичного параметра зображення Q гістологічного зрізу тканини або плівки крові померлого з невідомим OK;

*V*_{*} – питоме значення крововтрати.

Зразки біологічних фібрилярних і паренхіматозних тканин або крові різних		
груп померлих з відомим об'ємом крововтрати		
Метод дослідження біологічного препарата		
Багатопараметрична диференційна Мюллер-матрична томографія		
полікристалічної структури біологічних препаратів		
Сукупність розподілів інформаційного параметра Q		
Обчислення набору статистичних моментів SM _{i=1:2:3:4} , що характеризують		
розподіли Q		
Побудова номограм SM _{i=1:2:3:4} (ΔV)		
Апроксимація залежностей SM _{i=1:2:3:4} (ΔV) і визначення лінійних ділянок		
$\Theta_i = \mathbf{const}$ кривих $\Phi(\Theta)$		
Зразок біологічної тканини або крові померлого з невідомим об'ємом		
крововтрати		
Вимірювання розподілів інформаційного параметра Q		
Обчислення набору статистичних моментів SM _{i=1:2:3:4} , що характеризують		
розподіли Q		
Визначення об'єму крововтрати за лінійних ділянок $\Theta_i = const$		
апроксимуючих кривих $\Phi(\Theta)$ залежностей $SM_{i=1,2,3,4}(\Delta V)$		

Рис. 2.10. Структурно-логічна схема визначення об'єму крововтрати:

- Q тип мапи оптичної анізотропії біологічного препарату величини ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ;
- SM^i один з набору статистичних параметрів;
- $\Phi(\Theta)$ апроксимуюча крива;
- Θ кут нахилу прямолінійної ділянки $\Phi(\Theta)$;
- $\Delta V(\Theta = const)$ діагностично-актуальний діапазон зміни ОК V;
- SM^{*}_i значення статистичного параметра зображення Q гістологічного зрізу тканини або плівки крові померлого з невідомим ОК;
- **V**^{*} питоме значення крововтрати померлого.

Висновки до розділу 2

1. Розроблена й обґрунтована структурно-логічна схема дисертаційного дослідження статистичної структури розподілів інформаційних параметрів (величини ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ) в площині різних типів БП (гістологічні зрізи БТ і ППК) та визначення взаємозв'язків між розподілами статистичних параметрів 1-4-го порядків, що характеризують мапи цих параметрів і ОК померлих.

2. Представлена й охарактеризована аналітична модель уявлення процесів формування оптично-анізотропними фібрилярними та паренхіматозними структурами БП тканин органів і ППК набору відповідних топографічних мап величин ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ з різними ОК.

3. Наведені опис і характеристика експериментальних методик багатоканальної диференційної Мюллер-матричної томографії з алгоритмічним відтворенням набору топографічних мап ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ зразків гістологічних зрізів фібрилярних і паренхіматозних БТ, а також ППК померлих з різними рівнями ОК.

4. Представлені й охарактеризовані алгоритми статистичного аналізу (обчислення величин середнього, дисперсії, асиметрії

й ексцесу) координатної структури розподілів значень інформаційних параметрів у точках площини набору величин ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ біологічних зразків.

5. Наведені опис і характеристика полікристалічної фібрилярної та паренхіматозної структур об'єктів дослідження з різними ОК.

6. Визначені величини набору статистичних моментів 1-4-го порядків, що характеризують розподіли значень інформаційних параметрів у точках площини набору величин ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ біологічних зразків.

7. Розроблені й охарактеризовані структурно-логічні елементи аналітичного алгоритму встановлення ОК померлих на основі моніторингу зміни статистичної координатної структури набору величин ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ зразків тканин органів і крові померлих.

Основні результати даного розділу висвітлено в наступній публікації:

1. Ushenko YuA, Bachinsky VT, Bezhenar IL, Vanchulyak OY, Litvinenko OYu, Soltys IV, Salega O, Ushenko AG. Shylan KV. Determination of the lifetime and postmortal nature and temporal dynamics of the formation of skin abrasions. In: Hu Zh, Bezhenar IL, Vanchulyak OY, Ushenko AG, Ushenko YuA, Gorsky MP, et al. Laser polarimetry of biological tissues: Computer algorithms for data processing in forensic age determination of injuries. Singapore: Springer; 2023. p. 27-42. doi: 10.1007/978-981-99-1734-1_3.

РОЗДІЛ З

СУДОВО-МЕДИЧНА ДИФЕРЕНЦІАЦІЯ ТОМОГРАМ ЛІНІЙНОГО ДВОПРОМЕНЕЗАЛОМЛЕННЯ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ СКЛАДОВОЇ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН І РІДИН ПОМЕРЛИХ З РІЗНИМИ СТУПЕНЯМИ КРОВОВТРАТИ

Цей розділ містить матеріали дослідження:

- алгоритмічно відтворених мап ЛД полікристалічної складової гістологічних зрізів БТ і плівок крові померлих з різними рівнями крововтрати;
- величин і діапазонів зміни статистичних моментів 1-4-го порядків, що характеризують розподіли величини ЛД;
- ефективності та точності визначення ступеня крововтрати померлих методом багатопараметричного диференційного Мюллер-матричного відтворення мап ЛД полікристалічної складової гістологічних зрізів БТ і плівок крові.

3.1. Диференційна Мюллер-матрична томографія лінійного двопроменезаломлення полікристалічної складової гістологічних зрізів структурованих біологічних тканин померлих з різними ступенями крововтрати

Розглянемо результати статистичного аналізу розподілів величини ЛД гістологічних зрізів тканин з фібрилярною морфологічною структурою, а також ППК померлих з різними ОК.

Експериментальні диференційні Мюллер-матричні вимірювання мап ЛД біологічних зразків здійснювали за методикою, що представлена в розділі 2, підрозділі 2.3.

3.1.1. Дослідження гістологічних зразків прямого м'яза живота. На рис. 3.1 наведені мапи та гістограми розподілів величини ЛД

полікристалічної складової гістологічних зрізів ПМЖ померлих з контрольної та дослідної № 2 (V = (1000±100) мм³) груп.



Рис. 3.1. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини лінійного двопроменезаломлення полікристалічної складової гістологічних зрізів прямого м'яза живота контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Одержані результати ілюструють наявність відмінностей між даними диференційної Мюллер-матричної томографії полікристалічної складової гістологічних зрізів ПМЖ.

Розподіли величини ЛД (фрагмент 4) тканини ПМЖ з вищим рівнем крововтрати (V = (1000±100) мм³) характеризуються більшими середнім значенням і діапазоном розкиду випадкових значень.

Цей факт можна пояснити з залученням даних поляризаційного картографування гістологічних зрізів БТ різних органів людини, адже головним чинником формування координатної структури поляризаційних зображень є оптична анізотропія біологічних об'єктів (див. розділ 2, підрозділ 2.2).

Поляризаційне картографування дозволяє виявити оптичну

анізотропію біологічних об'єктів, що може бути зумовлена кількома факторами:

- структурна анізотропія фібрилярної мережі виникає через ЛД, характерне для впорядкованих структур, як-от колагенові волокна;
- "острівцева" анізотропія молекулярних протеїнових комплексів виявляється у вигляді ЦД, що відображає специфічні молекулярні організації в тканинах;
- анізотропія формених елементів крові, що розсіюють і деполяризують лазерне випромінювання, впливаючи на загальні оптичні характеристики тканин.

З огляду на ці фактори можна припустити наступний механізм поляризаційних проявів крововтрати в тканинах органів померлих:

- зменшення концентрації формених елементів крові при збільшенні ОК знижується кількість еритроцитів та інших клітин крові, що впливає на оптичні властивості тканин;
- деградація фібрилярних мереж зменшення концентрації формених елементів крові може призводити до змін у структурі фібрилярних мереж, що впливає на їхнє ЛД;
- 3. зміни статистичних параметрів крововтрати _ зростання дисперсії супроводжується зниженням середнього значення та розподілів оптичних параметрів, ЩО відображає деградацію структурної анізотропії (див. розділ 2, підрозділ 2.4);
- деградація структурної анізотропії спричиняє підвищення значень асиметрії й ексцесу розподілів оптичних параметрів полікристалічної складової гістологічних зрізів досліджуваних тканин (див. розділ 2, підрозділ 2.4).

Кількісна оцінка змін у лінійно двопроменезаломлюючій структурі полікристалічної складової гістологічних зрізів ПМЖ при різних ОК може бути представлена через аналіз статистичних моментів 1-4-го порядків. Ці дані наведені в табл. 3.1 і відображають залежність оптичних характеристик

Статистична структура мап лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів прямого м'яза живота померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	0,19±0,007	0,14±0,004	0,103±0,003
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,11±0,004	0,09±0,003	0,07±0,002
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	0,81±0,036	1,15±0,045	1,44±0,067
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	1,51±0,068	1,98±0,091	2,31±0,105
р	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	150±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	0,107±0,007	0,104±0,0075	0,106±0,0076
р	>0,05	>0,05	>0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,08±0,005	0,07±0,005	0,09±0,006
р	>0,05	>0,05	>0,05
Асиметрія (SM ₃)	1,35±0,059	1,41±0,062	1,37±0,061
Р	>0,05	>0,05	>0,05
Ексцес (SM ₄)	2,18±0,12	2,22±0,13	2,25±0,14
р	>0,05	>0,05	>0,05

Отже, був установлений діапазон зміни величин статистичних моментів 1-4-го порядків, що характеризують розподіли ЛД полікристалічної складової гістологічних зрізів ПМЖ, за ОК, що складає 0÷1000 мм³. Були відмічені лінійні зміни значень SM_{i=1;2;3;4} в межах цього діапазону. Графічну зміну значень набору статистичних моментів ілюструє рис. 3.2.



Рис. 3.2. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують розподіли лінійного двопроменезаломлення полікристалічної складової гістологічних зрізів прямого м'яза живота померлих з різними об'ємами крововтрати.

З одержаних даних видно, що величини SM₁, SM₂, SM₃ та SM₄, що характеризують мапи ЛД гістологічних зрізів ПМЖ померлих, змінюються в межах ОК 0÷1000 мм³. Водночас найбільш чутливими до таких змін виявилися асиметрія й ексцес.

3.1.2. Мапи лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри при різних об'ємах крововтрати. На рис. 3.3 наведені мапи та гістограми розподілів величини ЛД оптично анізотропних колагенових мереж гістологічних зрізів шкіри померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної № 2 (фрагменти 3, 4) груп.

Експериментальні дані (ЕД) поляризаційної Мюллер-матричної томографії гістологічних зрізів шкіри померлих виявили зменшення середнього значення та діапазону розкиду випадкових значень величини ЛД



(фрагмент 4) шкіри на інтервалі крововтрати до $V = (1000 \pm 100)$ мм³.

Рис. 3.3. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини лінійного двопроменезаломлення полікристалічної складової гістологічних зрізів шкіри контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Вказаний факт можна пов'язати з аналогічним сценарієм зміни кровонасичення шкіри та ПМЖ. Тому зміна через крововтрату топографічної структури алгоритмічно відтворених мап ЛД фібрилярних протеїнових мереж ідентична для таких типів біологічних тканин.

Кількісно специфіку цих змін полікристалічної структурної анізотропії гістологічних зрізів шкіри померлих з різними ОК ілюструють статистичні параметри 1-4-го порядків, що представлені в табл. 3.2.

Таблиця 3.2

Статистична структура мап лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	$0,17{\pm}0,007$	0,135±0,005	0,099±0,004
р	<0,05	<0,05	<0,05

Продовження табл.	3.	2
-------------------	----	---

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Дисперсія (SM ₂)	0,09±0,004	0,07±0,003	0,05±0,002
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM)	1,58±0,066	1,88±0,075	2,14±0,097
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	2,25±0,106	2,75±0,12	3,31±0,15
р	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	0,105±0,007	0,101±0,006	0,096±0,006
р	>0,05	>0,05	>0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,06±0,004	0,05±0,003	0,08±0,005
р	>0,05	>0,05	>0,05
Асиметрія (SM ₃)	2,05±0,099	2,11±0,105	2,03±0,096
р	>0,05	>0,05	>0,05
Ексцес (SM ₄)	3,18±0,16	3,22±0,17	3,12±0,15
р	>0,05	>0,05	>0,05

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли ЛД мікроскопічних зображень гістологічних зрізів шкіри, за ОК складає 0÷1000 мм³;
- SM₁ варіює в межах діапазону середньої величини від 0,17 до 0,099;
- SM₂ змінюється в межах діапазону середньої величини від 0,09 до 0,05;
- SM₃ варіює в межах діапазону середньої величини від 1,58 до 2,14;
- SM₄ змінюється в межах діапазону середньої величини від 2,25 до 3,31.

Рис. 3.4 ілюструє діаграми зміни набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4} у вигляді графічних залежностей.



Рис. 3.4. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри померлих з різними об'ємами крововтрати.

З одержаних даних видно, що величини середнього, дисперсії, асиметрії й ексцесу, що характеризують алгоритмічно відтворені мапи структурної анізотропії ЛД набору гістологічних зрізів шкіри померлих, змінюються в межах ОК 0÷1000 мм³. Водночас найчутливішими до таких змін виявилися асиметрія (SM₃) й ексцес (SM₄).

3.1.3. Мапи лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів головного мозку з різними об'ємами крововтрати. На фрагментах рис. 3.5 представлені мапи та гістограми розподілів величини ЛД полікристалічної складової гістологічних зрізів головного мозку з різними ОК – контрольна (1, 2) та дослідна № 3 ((3), (4)) групи.



Рис. 3.5. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини лінійного двопроменезаломлення полікристалічної складової гістологічних зрізів головного мозку контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Отримані результати багатоканальної диференційної Мюллерматричної томографії оптично анізотропної структури гістологічних зрізів мозку показали, що розподіли величини ЛД (фрагмент 4) з рівнем крововтрати $V = (1000 \pm 100)$ мм³ характеризуються меншими середнім значенням і діапазоном розкиду випадкових значень порівняно зі зразком з контрольної групи (фрагмент 2). Цей факт можна пояснити тим, що зниження структурної анізотропії пов'язане зі зменшенням концентрації формених елементів крові.

Кількісно вказаний сценарій зміни топографічної структури двомірних мап ЛД гістологічних зрізів мозку померлих з різними ОК ілюструють SM_{i=1;2;3;4}, що наведені в табл. 3.3.

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли ЛД мікроскопічних зображень гістологічних зрізів головного мозку, за ОК складає 0÷1000 мм³;
- SM₁ змінюється в межах діапазону від 0,185 до 0,11;

- SM₂ варіює в межах діапазону від 0,14 до 0,08;
- SM₃ змінюється в межах діапазону від 1,28 до 2,24 ;
- SM₄ варіює в межах діапазону від 1,65 до 2,61.

Таблиця 3.3

Статистична структура мап лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів головного мозку померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	0,185±0,008	0,15±0,006	0,11±0,005
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,14±0,006	0,11±0,005	0,08±0,003
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM)	1,28±0,062	1,78±0,077	2,24±0,099
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	1,65±0,081	2,15±0,102	2,61±0,12
р	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	0,104±0,006	0,107±0,007	0,099±0,006
р	>0,05	>0,05	>0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,07±0,004	0,06±0,003	0,09±0,005
р	>0,05	>0,05	>0,05
Асиметрія (SM ₃)	2,15±0,102	2,19±0,105	2,13±0,096
р	>0,05	>0,05	>0,05
Ексцес (SM ₄)	2,48±0,11	2,22±0,107	2,31±0,105
р	>0,05	>0,05	>0,05

На рис. 3.6 представлені діаграми зміни набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують алгоритмічно відтворені мапи ЛД в точках



площини гістологічних зрізів мозку померлих з різними ОК.

Рис. 3.6. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів головного мозку померлих з різними об'ємами крововтрати.

Експериментально отримані діаграми зміни величин статистичних моментів 1-4-го порядків, що характеризують розподіли ЛД набору гістологічних зрізів головного мозку різних груп померлих, змінюються в межах ОК 0÷1000 мм³. Водночас найбільш чутливим до таких змін виявилися значення ексцесу SM₄.

3.2. Диференційна Мюллер-матрична томографія гістологічних зрізів паренхіматозних біологічних тканин померлих з різними ступенями крововтрати

3.2.1. Мапи лінійного двопроменезаломлення полікристалічної складової селезінки. На рис. 3.7 наведені координатні розподіли (фрагменти

1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) випадкових значень величини ЛД гістологічних зрізів селезінки померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної № 3 (фрагменти 3, 4) груп.



Рис. 3.7. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини лінійного двопроменезаломлення полікристалічної складової гістологічних зрізів селезінки контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Кількісно сценарій зміни алгоритмічно відтворених розподілів координатної топографічної структури мап ЛД в площині гістологічних зрізів селезінки померлих з різними ОК ілюструють статистичні моменти 1-4-го порядків, що наведені в табл. 3.4.

Таблиця 3.4

Статистична структура мап лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів селезінки померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	0,12±0,004	0,105±0,003	0,08±0,002
р	<0,05	<0,05	<0,05

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Дисперсія (SM ₂)	0,09±0,003	0,07±0,002	0,05±0,002
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM)	2,12±0.096	2,68±0,107	3,24±0,14
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	2,65±0,11	3,25±0,13	3,81±0,15
р	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	0,09±0,006	0,102±0,007	0,095±0,006
р	>0,05	>0,05	>0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,06±0,004	0,05±0,003	0,06±0,005
р	>0,05	>0,05	>0,05
Асиметрія (SM ₃)	3,15±0,14	3,19±0,15	3,13±0,156
р	>0,05	>0,05	>0,05
Ексцес (SM ₄)	3,48±0,18	3,32±0,17	3,23±0,16
р	>0,05	>0,05	>0,05

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли ЛД мікроскопічних зображень гістологічних зрізів селезінки, за ОК складає 0÷1000 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,12 до 0,08;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,09 до 0,05;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 2,12 до 3,24;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 2,65 до 3,81.

На рис. 3.8 представлені діаграми зміни внаслідок крововтрати селезінки набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують




Рис. 3.8. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів селезінки померлих з різними об'ємами крововтрати.

З отриманих даних видно, що динаміка зміни величин $SM_{i=1;2;3;4}$, що характеризують мапи структурної оптичної анізотропії гістологічних зрізів селезінки померлих, варіює в межах ОК 0÷1000 мм³. Водночас найбільш чутливими до таких змін оптичної анізотропії гістологічних зрізів виявилися асиметрія (SM₃) й ексцес (SM₄), що характеризують координатні розподіли величини ЛД.

3.2.2. Мапи лінійного двопроменезаломлення полікристалічної складової гістологічних зрізів нирки з різними об'ємами крововтрати. Результати поляризаційної багатоканальної диференційної Мюллерматричної томографії мап (фрагменти 1, 3) та гістограм (фрагменти 2, 4) розподілів величини ЛД гістологічних зрізів нирки померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної № 3 (фрагменти 3, 4) груп наведені на рис. 3.9.



Рис. 3.9. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини лінійного двопроменезаломлення полікристалічної складової гістологічних зрізів нирки контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Для тканини нирки головним чинником формування координатної полікристалічної структури є структурна анізотропія фібрилярних колагенових мереж, а також анізотропія формених елементів крові, що розсіюють (деполяризують) лазерне випромінювання.

Тому зі збільшенням ОК (зменшенням концентрації формених елементів крові) знижуються і прояви структурної анізотропії колагенових сіток (фрагменти 2, 4). Завдяки цьому зменшуються значення середнього та дисперсії, що характеризують розподіли величини ЛД фібрилярних мереж гістологічних зрізів тканини нирки.

На цьому тлі спостерігається збільшення величин SM₃ та SM₄, що характеризують асиметрію й ексцес розподілів ЛД гістологічних зрізів нирки померлих, у діапазоні крововтрати до V = (1000±100) мм³.

Результати статистичного аналізу таких змін фазової двопроменезаломлюючої структури гістологічних зрізів нирки померлих з різними ОК ілюструють SM_{i=1;2;3;4}, що наведені в табл. 3.5.

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	0,14±0,006	0,103±0,004	0,07±0,003
p	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,07±0,003	0,05±0,002	0,035±0,001
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM)	2,41±0,11	2,78±0,12	3,14±0,15
p	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	2,96±0,13	3,39±0,15	3,87±0,17
p	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	0,08±0,005	0,09±0,006	0,075±0,005
p	>0,05	>0,05	>0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,036±0,002	0,035±0,002	0,036±0,002
p	>0,05	>0,05	>0,05
Асиметрія (SM ₃)	3,11±0,15	3,09±0,15	3,14±0,15
p	>0,05	>0,05	>0,05
Ексцес (SM ₄)	3,64±0,19	3,53±0,19	3,42±0,17
p	>0,05	>0,05	>0,05

Статистична структура мап лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів нирки померлих з різними ступенями крововтрати

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли ЛД мікроскопічних зображень гістологічних зрізів нирки, за ОК складає 0÷1000 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,14 до 0.07;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,07 до 0,035;

- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 2,1 до 3,14;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 2,96 до 3,87.

На рис. 3.10 представлені діаграми зміни набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують координатні розподіли величини параметра структурної анізотропії.



Рис. 3.10. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів нирки померлих з різними об'ємами крововтрати.

З отриманих даних статистичного аналізу поляризаційних оптично анізотропних проявів крововтрати видно, що величини середнього, дисперсії, асиметрії й ексцесу, що характеризують розподіли мап ЛД гістологічних зрізів нирки померлих, змінюються в межах ОК V = (1000 ± 100) мм³. Водночас найбільш чутливими до таких змін виявилися асиметрія (SM₃) й ексцес (SM₄).

3.3. Диференційна Мюллер-матрична томографія лінійного двопроменезаломлення полікристалічних плівок крові померлих з різними ступенями крововтрати

Дослідження поляризаційних і томографічних зображень ППК померлих з різними ОК дозволяє здійснити пряме детектування зміни оптичної анізотропії внаслідок зменшення концентрації формених елементів.

На рис. 3.11 наведені мапи оптичної анізотропії (фрагменти 1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) координатних розподілів величини ЛД ППК померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної № 3 (фрагменти 3, 4) груп з різними ОК.



Рис. 3.11. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини лінійного двопроменезаломлення полікристалічної складової полікристалічних плівок крові контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Для ППК головним чинником зміни координатної структури поляризаційних мікроскопічних зображень є анізотропія формених елементів, що розсіюють (деполяризують) лазерне випромінювання на тлі незмінної структурної анізотропії полікристалічних альбумін-глобулінових

мереж [146, 150, 167]. Тому зі збільшенням ОК (зменшенням концентрації формених елементів крові) знижується глибина фазової модуляції лазерного випромінювання просторово-структурованими сітками білків (фрагменти 2, 4).

Результати статистичного аналізу таких змін фазової структури ППК померлих з різними ОК ілюструють SM_{i=1;2;3;4}, що наведені в табл. 3.6.

Таблиця 3.6

Статистична структура мап структурної фазової анізотропії лінійного двопроменезаломлення полікристалічних плівок крові померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	$0,184{\pm}0,008$	0,163±0,007	0,142±0,006
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,15±0,006	0,12±0,004	0,093±0,003
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM)	0,51±0,024	0,82±0,037	1,14±0,053
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	0,79±0,043	1,18±0,052	1,59±0,065
р	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	0,121±0,005	0,102±0,005	0,11±0,004
р	>0,05	>0,05	>0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,068±0,003	0,037±0,002	0,044±0,002
р	>0,05	>0,05	>0,05
Асиметрія (SM ₃)	1,41±0,065	1,73±0,077	1,54±0,064
р	>0,05	>0,05	>0,05
Ексцес (SM ₄)	1,98±0,102	2,37±0,11	2,12±0,105
р	>0,05	>0,05	>0,05

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли ЛД мікроскопічних зображень ППК, за ОК складає 0÷1000 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,184 до 0,142;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,15 до 0,093;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,51 до 0,114;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,79 до 0,159.

На рис. 3.12 представлені графічні залежності діаграм зміни набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли величини параметра структурної анізотропії ППК померлих з різними ОК.



Рис. 3.12. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи лінійного двопроменезаломлення полікристалічних плівок крові померлих з різними об'ємами крововтрати.

Результати дослідження динаміки зміни величин середнього, дисперсії, асиметрії й ексцесу, що характеризують координатно-

неоднорідні мапи структурної анізотропії ЛД ППК померлих, змінюються в межах ОК V = (1000 ± 100) мм³. Найбільш чутливими до змін концентрації формених елементів виявилися дисперсія (SM₂), асиметрія (SM₃) й ексцес (SM₄).

3.4. Ефективність диференційної діагностики ступеня крововтрати померлих методом багатоканальної Мюллер-матричної томографії лінійного двопроменезаломлення полікристалічної структури біологічних препаратів

У цій частині розділу представлені систематизовані (табл. 3.7-3.12) ОК дослідження ефективності визначення результати методом багатопараметричної диференційної Мюллер-матричної томографії 3 алгоритмічним відтворенням мап ЛД полікристалічної складової гістологічних зрізів фібрилярних (ПМЖ, шкіра, мозок) і паренхіматозних (селезінка, нирка) тканин, а також ППК померлих з різними ОК.

Для кожного статистичного моменту, що характеризує розподіли ЛД набору значень для БТ і ППК з різних груп померлих, знаходилася точність встановлення ступеня крововтрати на основі експериментально отриманих номограм (див. рис. 3.2, 3.4, 3.6, 3.8, 3.10, 3.12).

Таблиця 3.7

Точність Ас (%) визначення об'єму крововтрати при дослідженні прямого м'яза живота

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	84	84	70	60	63
Дисперсія (SM ₂)	78	74	67	60	61
Асиметрія (SM ₃)	86	84	72	63	64
Ексцес (SM ₄)	88	86	74	61	66

Точність Ас (%) встановлення об'єму крововтрати при дослідженні зразків шкіри

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	64	62	58	56	53
Дисперсія (SM ₂)	68	64	57	56	51
Асиметрія (SM ₃)	86	84	62	60	56
Ексцес (SM ₄)	82	80	58	56	52

Таблиця 3.9

Точність Ас (%) визначення об'єму крововтрати при дослідженні зразків головного мозку

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	74	74	60	56	53
Дисперсія (SM ₂)	68	70	57	58	56
Асиметрія (SM ₃)	80	78	67	63	62
Ексцес (SM ₄)	86	84	70	62	64

Таблиця 3.10

Точність Ас (%) встановлення об'єму крововтрати при дослідженні зразків селезінки

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	68	67	62	60	60
Дисперсія (SM ₂)	70	68	64	60	62
Асиметрія (SM ₃)	80	82	70	62	60
Ексцес (SM ₄)	88	86	68	63	61

Таблиця 3.11

Точність Ас (%) визначення об'єму крововтрати при дослідженні зразків нирки

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	58	62	56	54	56
Дисперсія (SM ₂)	68	72	56	58	56
Асиметрія (SM ₃)	90	88	70	66	64
Ексцес (SM ₄)	86	84	64	61	56

Таблиця 3.12

Точність Ас (%) встановлення об'єму крововтрати при дослідженні зразків крові

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	68	64	60	60	57
Дисперсія (SM ₂)	90	88	74	64	62
Асиметрія (SM ₃)	70	72	67	63	64
Ексцес (SM ₄)	72	70	66	61	62

Аналіз отриманих даних виявив наступні параметри діагностичної ефективності статистичного аналізу алгоритмічно відтворених методом багатоканальної диференційної Мюллер-матричної томографії мап ЛД полікристалічної складової гістологічних зрізів фібрилярних і паренхіматозних БТ, а також ППК у встановленні точного ОК:

1. Для всіх досліджених БП діапазон чутливості методу диференційної Мюллер-матричної томографії ЛД до зміни ОК складав 0÷1000 мм³.

2. Величина точності диференційного Мюллер-матричного методу відтворення ЛД коливалася в наступних межах:

- $\Delta V = 0 \div 1000 \text{ MM}^3 \leftrightarrow 86-90 \%;$
- $\Delta V = 1500 \div 2500 \text{ MM}^3 \leftrightarrow 51-68 \%.$

3. Максимальний рівень досягався для нижченаведених статистичних параметрів, що характеризують мапи структурної анізотропії ЛД для наступних БП:

•
$$\Pi M \mathcal{K} - \begin{cases} \mathbf{SM}_3 \Leftrightarrow 84\% - 86\%; \\ \mathbf{SM}_4 \Leftrightarrow 86\% - 88\%; \end{cases}$$

• Шкіра –
$$\begin{cases} \mathbf{SM}_{3} \Leftrightarrow 84\% - 86\%; \\ \mathbf{SM}_{4} \Leftrightarrow 80\% - 82\%; \end{cases}$$

• головний мозок – $SM_4 \Leftrightarrow 84\% - 86\%$;

• селезінка –
$$\frac{\mathbf{SM}_{3} \Leftrightarrow 80\% - 82\%}{\mathbf{SM}_{4} \Leftrightarrow 86\% - 88\%};$$

• нирка –
$$\begin{cases} \mathbf{SM}_{3} \Leftrightarrow 88\% - 90\% \\ \mathbf{SM}_{4} \Leftrightarrow 84\% - 86\% \end{cases}$$

• $\text{KPOB} - \text{SM}_2 \Leftrightarrow 88\% - 90\%.$

Слід зазначити, що головним "інформаційним" об'єктом методу диференційного Мюллер-матричного картографування є координатна структура ЛД полікристалічної структури різноманітних БП. Така структура формується в результаті наявності просторово структурованих фібрилярних мереж з ЛД [147-151]. Водночас більш динамічним параметром, що змінюється в результаті крововтрати, є ЦД, що переважно пов'язане з концентрацією формених оптично активних елементів крові.

Тому актуальним є застосування іншого чутливішого алгоритму томографічного відтворення, що дозволяє безпосередньо детектувати інший механізм – зміну координатної та топографічної структур мап ЦД оптичноанізотропних структур гістологічних зрізів БТ і ППК.

Висновки до розділу 3

1. Апробована методика багатоканального диференційного Мюллер-матричного томографічного відтворення набору мап ЛД та гістограм розподілів випадкових значень параметра структурної анізотропії гістологічних зрізів БТ і крові померлих з різними ОК.

 Досліджена динаміка зміни величин статистичних моментів 1-4го порядків, що характеризують розподіли мап ЛД гістологічних зрізів фібрилярних (ПМЖ, шкіра, мозок) і паренхіматозних (селезінка, нирка) тканин, а також ППК померлих з різними OK – ΔV = 0÷2500 мм³.

3. Установлений діапазон чутливості методу диференційної Мюллер-матричної томографії до зміни ОК померлих – $\Delta V = 0 \div 1000 \text{ мм}^3$.

 4. Визначені величини та діапазони зміни точності багатоканального методу томографічного відтворення мап ЛД ΔV = 0÷1000 мм³↔86-90 %.

5. Встановлено, що максимальний рівень досягається для статистичних моментів, що характеризують координатні мапи величини ЛД:

- гістологічні зрізи ПМЖ ексцес (SM₄)↔86-88 %;
- гістологічні зрізи головного мозку ексцес (SM₄)↔84-86 %;
- гістологічні зрізи селезінки ексцес (SM₄)↔86-88 %;
- гістологічні зрізи нирки асиметрія й ексцес (SM_{3;4})↔84-90 %;
- ППК дисперсія (SM₂)↔88-90 %.

Основні результати даного розділу висвітлено в наступних публікаціях: 1. Бачинський ВТ, Шилан КВ. Застосування диференційної Мюллерматричної томографії гістологічних зрізів структурованих біологічних тканин людини для визначення ступеня крововтрати. Суд.-мед. експертиза. 2023;(1):33-41. doi: 10.24061/2707-8728.1.2023.5.

2. Шилан КВ. Судово-медичні критерії встановлення об'єму крововтрати шляхом диференціації мап лінійного дихроїзму біологічних тканин. В: ВІМСО Journal. Зб. матеріалів Буков. міжнар. мед.-фармацевт. конгр. студентів і молодих учених ВІМСО 2024; 2024 Кві 2-5; Чернівці. Чернівці; 2024. с. 193.

РОЗДІЛ 4

СУДОВО-МЕДИЧНА МЮЛЛЕР-МАТРИЧНА ТОМОГРАФІЧНА ДИФЕРЕНЦІАЦІЯ МАП ЦИРКУЛЯРНОГО ДВОПРОМЕНЕЗАЛОМЛЕННЯ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ СТРУКТУРИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН І РІДИН ПОМЕРЛИХ З РІЗНИМИ СТУПЕНЯМИ КРОВОВТРАТИ

У цьому розділі представлені результати застосування методу диференційної Мюллер-матричної томографії з алгоритмічним відтворенням мап ЦД оптично активних полікристалічних структур гістологічних зрізів БТ і ППК померлих з різними ОК. Наведені дані багатоканального Мюллерматричного картографування розподілів циркулярної фазової анізотропії оптично активних полікристалічних структур препаратів БТ. Представлені результати статистичного аналізу розподілів величини ЦД молекулярних доменів гістологічних зрізів тканин з фібрилярною морфологічною структурою померлих з різними ОК. Продемонстровані рівень точності й ефективність цього методу у визначенні ОК.

4.1. Диференційна Мюллер-матрична томографія циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів структурованих біологічних тканин померлих з різними ступенями крововтрати

Експериментальні вимірювання Мюллер-матричних зображень з алгоритмічним відтворенням мап ЦД оптично активних структур БП здійснювалися за методикою, що представлена у розділі 2, підрозділі 2.3.

4.1.1. Мапи циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів прямого м'яза живота з різними об'ємами крововтрати. На рис. 4.1 наведені мапи (фрагменти 1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) розподілів величини ЦД полікристалічної складової гістологічних зрізів ПМЖ померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної № 2 (фрагменти 3, 4) груп.



Рис. 4.1. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини лінійного двопроменезаломлення полікристалічної складової прямого м'яза живота контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Отримані результати азимутально-інваріантного Мюллер-матричного картографування з алгоритмічним відтворенням координатних мап ЦД ілюструють наявність відмінностей між оптичною анізотропією ЦД гістологічних зрізів ПМЖ померлих з різними ОК.

Установлено, що розподіли величини ЦД (фрагмент 4) тканини ПМЖ з рівнем крововтрати V = (1000±100) мм³ характеризуються меншими середнім значенням і діапазоном розкиду випадкових значень порівняно з аналогічними розподілами ЦД, визначеного для тканини померлого без крововтрати (фрагмент 2).

Виявлений факт можна пояснити з залученням даних Мюллерматричного картографування гістологічних зрізів БТ різних органів людини. Тут показано, що головним чинником формування координатної структури мап оптичної анізотропії є ЛД та ЦД полікристалічних мереж біологічних об'єктів, а також анізотропія формених елементів крові, що розсіюють (деполяризують) лазерне випромінювання. Величина результуючої анізотропії ЦД обернено пропорційна оптично активній фазовій модуляції в точках площини гістологічного зрізу ПМЖ (фрагменти 1, 3). Тому зі збільшенням ОК зменшується концентрація формених елементів крові. Відповідно до цього знижується рівень оптичної активності або ЦД тканини.

У межах статистичного підходу зростання ОК супроводжується протилежними тенденціями – зменшенням середнього та дисперсії, що характеризують координатні розподіли величини ЦД (фрагменти 2, 4). Навпаки, величини статистичних моментів 3-го та 4-го порядків, що окреслюють асиметрію й ексцес розподілів ЦД полікристалічних структур гістологічних зрізів БТ органів померлих, збільшуються.

Кількісно цей сценарій зміни фазової структури оптичної активності фібрилярних мереж гістологічних зрізів ПМЖ померлих з різними ступенями крововтрати ілюструють SM_{i=1;2;3;4}, що наведені в табл. 4.1.

Таблиця 4.1

Статистична структура Мюллер-матричних мап циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів прямого м'яза живота померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	0,165±0,007	0,14±0,006	0,114±0,004
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,21±0,009	0,17±0,007	0,13±0,005
p	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	0,38±0,016	0,68±0,035	1,04±0,047
p	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	0,51±0,026	0,98±0,041	1,31±0,055
p	<0,05	<0,05	<0,05

Продовження табл. 4.1

Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	0,097±0,006	0,105±0,0065	0,103±0,0067
р	<0,05	>0,05	>0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,09±0,005	0,107±0,005	0,09±0,006
р	<0,05	>0,05	>0,05
Асиметрія (SM ₃)	1,35±0,059	1,42±0,062	1,38±0,061
р	<0,05	>0,05	>0,05
Ексцес (SM ₄)	1,68±0,077	1,52±0,073	1,45±0,064
р	<0,05	>0,05	>0,05

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли ЦД мікроскопічних зображень ПМЖ, за ОК складає 0÷1500 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,165 до 0,097;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,21 до 0,09;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,38 до 1,35;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,51 до 1,68.

Рис. 4.2 ілюструє сукупність графічної залежності – діаграми зміни набору величин статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли величини ЦД репрезентативних вибірок зразків гістологічних зрізів ПМЖ всіх груп померлих з різними ОК.

З одержаних даних про динаміку зміни статистичних параметрів розподілів мап ЦД видно, що величини середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують розподіли величини оптичної активності гістологічних зрізів ПМЖ померлих, змінюються в межах більшого ОК (0÷1500 мм³) порівняно з результатами поляризаційної Мюллер-матричної томографії ЛД (див. розділ 3, підрозділ 3.1).



Рис. 4.2. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи циркулярного двопроменезаломлення прямого м'яза живота померлих з різними об'ємами крововтрати.

Найбільш чутливими до змін оптичної анізотропії полікристалічних сіток ПМЖ виявилися статистичні моменти вищих порядків – асиметрія й ексцес, що характеризують Мюллер-матричні зображення ЦД.

4.1.2. Мапи циркулярного двопроменезаломлення полікристалічної структури гістологічних зрізів шкіри з різними об'ємами крововтрати. На фрагментах рис. 4.3 представлені мапи (фрагменти 1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) розподілів величини мап оптичної активності (ЦД) анізотропних колагенових сіток гістологічних зрізів шкіри померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної № 2 (фрагменти 3, 4) груп.

Експериментальні дані азимутально-інваріантного Мюллер-матричного картографування розподілів ЦД оптично анізотропних мереж гістологічних зрізів шкіри померлих виявили зменшення середнього значення та діапазону розкиду випадкових значень величини ЦД (фрагмент 4) гістологічних зрізів



шкіри на аналогічному, що і для тканини ПМЖ, інтервалі крововтрати – V = (1500±100) мм³.

Рис. 4.3. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини циркулярного двопроменезаломлення полікристалічної складової гістологічних зразків шкіри контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Кількісно специфіку таких змін фазової структури Мюллер-матричних зображень ЦД в межах репрезентативних вибірок зразків гістологічних зрізів шкіри померлих з різними ОК ілюструють статистичні параметри 1-4-го порядків, що наведені в табл. 4.2.

Таблиця 4.2

Статистична структура Мюллер-матричних мап циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	0,146±0,007	0,123±0,006	$0,104{\pm}0,004$
р	<0,05	<0,05	<0,05

Продовження табл. 4.2

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Дисперсія (SM ₂)	$0,16{\pm}0,008$	0,13±0,007	0,103±0,005
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	0,43±0,018	0,73±0,035	1,07±0,049
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	0,58±0,023	0,89±0,042	1,23±0,057
р	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	$0,089{\pm}0,006$	0,095±0,006	0,083±0,005
р	<0,05	>0,05	>0,05
Дисперсія (SM ₂)	$0,069{\pm}0,004$	0,075±0,005	0,071±0,004
р	<0,05	>0,05	>0,05
Асиметрія (SM ₃)	1,45±0,069	1,34±0,072	1,39±0,071
р	<0,05	>0,05	>0,05
Ексцес (SM ₄)	1,56±0,087	1,53±0,083	1,49±0,074
р	<0,05	>0,05	>0,05

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли фазового MMI ЦД оптично анізотропних колагенових сіток гістологічних зрізів шкіри, за рівнем крововтрати складає 0÷1500 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,146 до 0,089;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,16 до 0,069;
- асиметрія (SM₃) змінюється у межах від 0,43 до 1,45;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,58 до 1,56.

Рис. 4.4 ілюструє діаграми зміни набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що окреслюють гістограми розподілів фазового MMI ЦД



гістологічних зрізів шкіри з різними ОК.

Рис. 4.4. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують Мюллер-матричний інваріант мап циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри померлих з різними об'ємами крововтрати.

З отриманих даних Мюллер-матричного томографічного моніторингу змін оптичної анізотропії циркулярного двопроменезаломлення колагенових сіток шкіри видно, що величини середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи оптичної активності полікристалічної структури репрезентативного набору зразків гістологічних зрізів шкіри померлих, змінюються в межах ОК 0÷1500 мм³.

Водночас найбільш чутливими до таких змін виявилися SM₂ та SM₄, що окреслюють координатні розподіли величини ЦД.

4.1.3. Мапи циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів головного мозку з різними об'ємами крововтрати. На серії фрагментів рис. 4.5 представлені мапи та гістограми розподілів величини фазового ММІ ЦД полікристалічної структури гістологічних зрізів головного мозку з різними ОК – контрольна (фрагменти 1, 2) та дослідна № 2 (фрагменти 3, 4) групи.



Рис. 4.5. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів головного мозку контрольної (1, 2) та дослідної № 2 (3, 4) груп померлих з різними об'ємами крововтрати.

Отримані результати багатоканальної Мюллер-матричної поляризаційної томографії гістологічних зрізів мозку виявили, що розподіли величини алгоритмічно відтвореного фазового ММІ ЦД (фрагмент 4) у випадках крововтрати (V = (1000±100) мм³) характеризуються меншими середнім значенням і діапазоном розкиду випадкових значень величини оптичної активності ЦД порівняно з дослідним зразком з контрольної групи (фрагмент 2).

Встановлений факт можна пов'язати з тим, що фазова модуляція в певних точках структури тканини головного мозку переважно формується завдяки ЦД. Цей механізм визначається впливом "острівцевої" анізотропії молекулярних протеїнових комплексів та анізотропією формених елементів крові.

Отже, переважна зміна фазового ММІ оптичної активності ЦД

обумовлена зменшенням концентрації формених елементів на тлі незначного ЦД.

Кількісно вказаний сценарій переміни фазової ЦД структури репрезентативних вибірок зразків гістологічних зрізів мозку померлих з різними ОК ілюструють статистичні моменти SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли ЦД (табл. 4.3).

Таблиця 4.3

Статистична структура Мюллер-матричного інваріанта мап циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів мозку померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	0,164±0,0074	0,143±0,0061	0,124±0,0043
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,16±0,0078	0,13±0,0057	0,103±0,0045
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	0,23±0,011	0,73±0,031	1,22±0,054
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	0,38±0,015	0,98±0,042	1,52±0,067
р	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	0,108±0,006	0,109±0,006	0,113±0,005
р	<0,05	>0,05	>0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,069±0,004	0,075±0,005	0,071±0,004
р	<0,05	>0,05	>0,05
Асиметрія (SM ₃)	$1,74{\pm}0,089$	1,83±0,092	1,79±0,081
р	<0,05	>0,05	>0,05
Ексцес (SM ₄)	2,16±0,11	2,03±0,098	2,19±0,107
р	<0,05	>0,05	>0,05

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин середнього, дисперсії, асиметрії й ексцесу, що характеризують розподіли величини фазового ММІ ЦД оптично анізотропної структури гістологічних зрізів головного мозку за ОК складає 0÷1500 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,164 до 0,108;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,16 до 0,069;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,23 до 1,74
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,38 до 2,16.

На рис. 4.6 представлені діаграми зміни набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що окреслюють розподіли величини фазового MMI оптично анізотропної паренхіматозної структури гістологічних зрізів головного мозку з різним рівнем крововтрати.



Рис. 4.6. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують Мюллер-матричний інваріант мап циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів головного мозку померлих з різними об'ємами крововтрати.

Експериментально отримані діаграми зміни величин статистичних моментів SM_{i=1:2:3:4}, що окреслюють розподіли фазового MMI координатного

розподілу ЦД репрезентативного набору гістологічних зрізів головного мозку різних груп померлих, змінюються в межах ОК 0÷1500 мм³.

Високу чутливість до змін фазової ЦД структури головного мозку внаслідок зростання ОК виявили всі статистичні моменти SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують алгоритмічно відтворені мапи ЦД.

4.2. Мюллер-матрична диференційна томографія циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів паренхіматозних біологічних тканин померлих з різними ступенями крововтрати

4.2.1. Мапи циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів селезінки. На рис. 4.7 наведені експериментально визначені координатні розподіли (фрагменти 1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) випадкових значень величини фазового ММІ оптичної активності ЦД паренхіматозної структури гістологічних зрізів селезінки померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної № 3 (фрагменти 3, 4) груп.



Рис. 4.7. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів селезінки контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих з різними об'ємами крововтрати.

Кількісно сценарій зміни фазових властивостей паренхіматозної структури гістологічних зрізів селезінки померлих з різними ОК ілюструють статистичні моменти 1-4-го порядків, що представлені в табл. 4.4.

Таблиця 4.4

Статистична структура Мюллер-матричного інваріанта мап гістологічних зрізів селезінки померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100	
Середнє (SM ₁)	0,172±0,0077	0,153±0,0063	0,132±0,0054	
p	<0,05	<0,05	<0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,14±0,0071	0,12±0,0054	0,101±0,0043	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Асиметрія (SM ₃)	0,39±0,013	0,71±0,034	1,02±0,051	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Ексцес (SM ₄)	0,52±0,021	0,91±0,044	1,25±0,062	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100	
Середнє (SM ₁)	0,112±0,006	0,111±0,006	0,114±0,008	
р	<0,05	>0,05	>0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,079±0,004	0,075±0,005	0,081±0,004	
р	<0,05	>0,05	>0,05	
Асиметрія (SM ₃)	1,34±0,079	1,38±0,082	1,47±0,088	
р	<0,05	>0,05	>0,05	
Ексцес (SM ₄)	1,62±0,088	1,53±0,076	1,69±0,089	
р	<0,05	>0,05	>0,05	

Було встановлене наступне:

 діапазон зміни величин статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли фазових MMI оптичної анізотропії ЦД паренхіматозної структури гістологічних зрізів селезінки, за ОК складає 0÷1500 мм³;

- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,172 до 0,112;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,14 до 0,079;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,39 до 1,34;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,52 до 1,62.

На рис. 4.8 представлені діаграми зміни внаслідок крововтрати селезінки набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що окреслюють розподіли величини фазового MMI ЦД всіх репрезентативних груп померлих.



Рис. 4.8. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують Мюллер-матричний інваріант мап циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів селезінки померлих з різними ступенями крововтрати.

З отриманих результатів багатоканальної Мюллер-матричної диференційної томографії видно, що динаміка зміни величин статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли значень фазового MMI алгоритмічно відтвореного ЦД гістологічних зрізів селезінки померлих, варіює в межах OK 0÷1500 мм³. Водночас найбільш чутливими до таких змін оптичної анізотропії паренхіматозної структури гістологічних зрізів даного органа виявилися всі статистичні моменти SM_{i=1;2;3;4}, що окреслюють координатні розподіли величини ЦД.

4.2.2. Мапи циркулярного двопроменезаломлення полікристалічної складової гістологічних зрізів нирки з різними об'ємами крововтрати. Результати Мюллер-матричної диференційної томографії топографічних мап і гістограм розподілів величини фазового ММІ ЦД полікристалічних структур гістологічних зрізів нирки померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної № 3 (фрагменти 3, 4) груп наведені на рис. 4.9.



Рис. 4.9. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини фазового Мюллер-матричного інваріанта циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів нирки контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих з різними об'ємами крововтрати.

Виявлено, що зі збільшенням ОК (зменшенням концентрації формених елементів крові) знижується глибина фазової модуляції лазерного випромінювання оптично активними молекулярними комплексами структурно анізотропних колагенових сіток нирки (фрагменти 2, 4). Завдяки цьому зменшуються значення середнього та дисперсії, що характеризують розподіли алгоритмічно відтвореного фазового ММІ циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів тканини нирки всіх груп померлих.

Такий сценарій супроводжується зворотними зростаючими змінами величин статистичних моментів SM₃ та SM₄, що окреслюють розподіли відповідного ММІ ЦД гістологічних зрізів нирки померлих, в діапазоні крововтрати до V = (1500±100) мм³.

Результати статистичного аналізу цих змін фазової структури ЦД гістологічних зрізів нирки померлих з різними ОК ілюструють SM_{i=1;2;3;4}, що наведені в табл. 4.5.

Таблиця 4.5

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	0,112±0,0057	0,092±0,0043	0,071±0,0034
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,134±0,0061	0,112±0,0052	0,091±0,0044
p	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	0,83±0,041	1,17±0,054	1,42±0,065
p	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	1,45±0,062	1,69±0,074	1,95±0,092
р	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	1500±100 2000±100		2500±100
Середнє (SM ₁)	0,052±0,003	0,051±0,003	0,054±0,003
p	<0,05	>0,05	>0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,072±0,0034	0,075±0,0035	0,078±0,0036
p	<0,05	>0,05	>0,05

Статистична структура Мюллер-матричного інваріанта мап циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів нирки померлих з різними ступенями крововтрати

Продовження табл. 4.5

Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Асиметрія (SM ₃)	$1,74{\pm}0,089$	1,68±0,082	1,61±0,085
р	<0,05	>0,05	>0,05
Ексцес (SM ₄)	2,02±0,098	1,93±0,091	1,89±0,089
р	<0,05	>0,05	>0,05

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли значень фазового MMI ЦД в площині репрезентативних вибірок зразків гістологічних зрізів нирки, за ОК складає 0÷1500 мм³;
- середнє SM₁ змінюється в межах від 0,112 до 0,052;
- дисперсія SM₂ варіює в межах від 0,134 до 0,072;
- асиметрія SM₃ змінюється в межах від 0,83 до 1,74;
- ексцес SM₄ варіює в межах від 1,45 до 2,02.

На рис. 4.10 представлені діаграми зміни набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують координатну структуру фазового MMI оптичної анізотропії ЦД репрезентативних вибірок зразків гістологічних зрізів нирки померлих з усіх груп, за OK.

З одержаних даних статистичного аналізу поляризаційних проявів змін оптичної анізотропії, що обумовлена крововтратою, видно, що величини середнього, дисперсії, асиметрії й ексцесу, що окреслюють розподіли величини фазового MMI (топографічні мапи ЦД) полікристалічних мереж гістологічних зрізів нирки померлих, змінюються в межах OK 0÷1500 мм³.

Найбільш чутливими до змін оптичної анізотропії морфологічної будови нирки з різним рівнем крововтрати виявилися SM₃ та SM₄, що характеризують асиметрію й ексцес алгоритмічно відтворених координатних розподілів величини ЦД.



Рис. 4.10. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують Мюллер-матричний інваріант мап циркулярного двопроменезаломлення гістологічних зрізів нирки померлих з різними об'ємами крововтрати.

4.3. Багатоканальна Мюллер-матрична диференційна томографія циркулярного двопроменезаломлення полікристалічних плівок крові померлих з різними ступенями крововтрати

Багатопараметричне Мюллер-матричне томографічне дослідження ППК померлих з різними ОК дозволяє здійснити пряме детектування зміни оптичної анізотропії ЦД внаслідок зменшення концентрації формених елементів крові.

На рис. 4.11 наведені мапи (фрагменти 1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) розподілів величини фазового ММІ ЦД зразків ППК померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної № 3 (фрагменти 3, 4) груп.

Для ППК головним чинником зміни координатної полікристалічної структури є оптична анізотропія формених елементів, що розсіюють (деполяризують) лазерне випромінювання на тлі незмінної структурної анізотропії полікристалічних альбумін-глобулінових мереж. Тому зі зменшенням концентрації формених елементів крові у випадках крововтрати знижується глибина фазової модуляції лазерного випромінювання сітками білків (фрагменти 2, 4).



Рис. 4.11. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини фазового Мюллер-матричного інваріанта циркулярного двопроменезаломлення крові контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп.

Проявом такого сценарію є зменшення значень і діапазону розкиду відносно середнього фазового ММІ ЦД оптично активної складової таких зразків.

Результати статистичного аналізу зазначених томографічно відтворених змін фазової структури ППК померлих з різними ОК ілюструють SM_{i=1;2;3;4}, що наведені в табл. 4.6.

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли величини фазового MMI оптичної анізотропії ППК, за рівнем крововтрати складає 0÷1500 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,153 до 0,062;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,131 до 0,071;

- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,68 до 2,17;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,84 до 2,06.

Таблиця 4.6

Статистична структура мап циркулярного двопроменезаломлення полікристалічних плівок крові померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100	
Середнє (SM ₁)	0,153±0,0067	0,122±0,0053	0,091±0,0044	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,131±0,0064	0,11±0,0051	0,097±0,0047	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Асиметрія (SM ₃)	0,68±0,031	1,19±0,052	1,72±0,077	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Ексцес (SM ₄)	0,84±0,039	1,22±0,064	1,65±0,059	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100	
Середнє (SM ₁)	0,062±0,003	0,058±0,003	0,059±0,003	
р	<0,05	>0,05	>0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,071±0,0034	0,073±0,0035	0,075±0,0036	
р	<0,05	>0,05	>0,05	
Асиметрія (SM ₃)	2,17±0,099	2,08±0,092	2,16±0,095	
р	<0,05	>0,05	>0,05	
Ексцес (SM ₄)	2,06±0,098	1,98±0,091	1,92±0,089	
р	<0,05	>0,05	>0,05	

На рис. 4.12 представлені графічні діаграми зміни набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують алгоритмічно відтворені Мюллерматричні мапи ЦД ППК померлих з різними ОК.



Рис. 4.12. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують Мюллер-матричний інваріант мап циркулярного двопроменезаломлення полікристалічних плівок крові померлих з різними об'ємами крововтрати.

Результати дослідження показали, що величини середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що окреслюють Мюллерматричні мапи ЦД ППК померлих, змінюються в межах ОК 0÷1500 мм³.

Найбільш чутливими до таких змін концентрації формених елементів виявилися статистичні моменти 2-4-го порядків, що характеризують координатну структуру розподілів величини ЦД.

4.4. Ефективність диференційної діагностики ступеня крововтрати методом багатоканальної Мюллер-матричної томографії циркулярного двопроменезаломлення біологічних препаратів

У цьому підрозділі представлені систематизовані (табл. 4.7-4.12)

результати дослідження ефективності визначення ОК методом багатоканальної Мюллер-матричної томографії ЦД біологічних зразків гістологічних зрізів фібрилярних і паренхіматозних тканин, а також ППК померлих.

Для кожного статистичного моменту, характеризує ЩО розподіли MMI набору зразків БТ і ППК всіх груп померлих, 2, підрозділ 2.6точність ОК знаходили (розділ визначення на основі експериментально отриманих номограм (див. рис. 4.2, 4.4, 4.6, 4.8, 4.10, 4.12).

Таблиця 4.7

Точність Ас (%) визначення об'єму крововтрати при дослідженні прямого м'яза живота

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	84	84	70	60	63
Дисперсія (SM ₂)	78	74	67	60	61
Асиметрія (SM ₃)	88	86	80	63	64
Ексцес (SM ₄)	90	88	82	61	66

Таблиця 4.8

Точність Ас (%) встановлення об'єму крововтрати при дослідженні зразків шкіри

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	64	62	58	56	53
Дисперсія (SM ₂)	80	78	78	56	51
Асиметрія (SM ₃)	82	80	78	60	56
Ексцес (SM ₄)	84	82	80	56	52

Точність Ас (%) визначення об'єму крововтрати при дослідженні зразків головного мозку

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	84	82	80	56	53
Дисперсія (SM ₂)	82	80	80	58	56
Асиметрія (SM ₃)	88	86	84	63	62
Ексцес (SM ₄)	90	88	86	62	64

Таблиця 4.10

Точність Ас (%) встановлення об'єму крововтрати при дослідженні зразків селезінки

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	86	84	82	60	60
Дисперсія (SM ₂)	84	82	80	60	62
Асиметрія (SM ₃)	86	84	82	62	60
Ексцес (SM ₄)	88	86	84	63	61

Таблиця 4.11

Точність Ас (%) визначення об'єму крововтрати при дослідженні зразків нирки

500±100 Крововтрата, мм³ 1000 ± 100 1500±100 2000±100 2500±100 Середнє (SM₁) 58 62 56 54 56 Дисперсія (SM₂) 68 72 58 56 56 90 88 Асиметрія (SM₃) 84 66 64 Ексцес (SM₄) 90 92 86 61 56

107

108

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	68	64	60	60	57
Дисперсія (SM ₂)	90	92	90	76	72
Асиметрія (SM ₃)	70	72	67	63	64
Ексцес (SM ₄)	72	70	66	61	62

Точність Ас (%) встановлення об'єму крововтрати при дослідженні зразків крові

Аналіз отриманих даних виявив наступні параметри діагностичної ефективності статистичного аналізу результатів методу багатопараметричної Мюллер-матричної диференційної томографії алгоритмічного відтворення мап ЦД репрезентативних вибірок зразків гістологічних зрізів фібрилярних і паренхіматозних БТ, а також ППК:

1. Для всіх досліджених БП діапазон чутливості методу фазового ММІ ЦД до зміни ОК померлих складає 0÷1500 мм³.

2. Величина точності методу багатопараметричної Мюллерматричної диференційної томографії алгоритмічного відтворення мап ЦД полікристалічної структури експериментальних біологічних зразків коливається в межах:

- $\Delta V = 0 \div 1500 \text{ MM}^3 \leftrightarrow 86-92 \%;$
- $\Delta V = 1500 \div 2500 \text{ mm}^3 \leftrightarrow 51-72 \%.$

3. Максимальний рівень досягається для нижченаведених статистичних параметрів, що характеризують Мюллер-матричні мапи ЦД наступних БП:

•
$$\Pi M \mathcal{K} - \begin{cases} \mathbf{SM}_3 \Leftrightarrow 80\% - 88\%; \\ \mathbf{SM}_4 \Leftrightarrow 82\% - 90\%; \end{cases}$$

• шкіра – $\{\mathbf{SM}_4 \Leftrightarrow 80\% - 84\%;$
• нирка –
$$\begin{cases} \mathbf{SM}_{3} \Leftrightarrow 84\% - 90\%;\\ \mathbf{SM}_{4} \Leftrightarrow 86\% - 92\%; \end{cases}$$

• головний мозок – $\mathbf{SM}_{4} \Leftrightarrow 86\% - 90\%;$

• селезінка –
$$\frac{\mathbf{SM}_1 \Leftrightarrow 82\% - 86\%}{\mathbf{SM}_4 \Leftrightarrow 84\% - 88\%};$$

• $\text{KPOB} - \{\text{SM}_2 \Leftrightarrow 90\% - 92\%.$

Слід зазначити, що головним "інформаційним" параметром методу багатопараметричної Мюллер-матричної диференційної томографії алгоритмічного відтворення ЦД є фазова полікристалічна структура різноманітних БП, що формуються без урахування поглинання лазерного випромінювання. Тому, на нашу думку, для отримання точніших результатів актуальним буде застосування іншого більш гнучкого або диференційного поляриметричного методу, що дозволяє безпосередньо детектувати інший механізм – оптично анізотропне поглинання або ЛДХ та ЦДХ.

Висновки до розділу 4

1. Досліджена динаміка зміни величин статистичних моментів 1-4го порядків, що характеризують розподіли фазового ММІ ЦД оптичної анізотропії репрезентативних вибірок зразків гістологічних зрізів фібрилярних і паренхіматозних тканин, а також ППК померлих з різними ступенями крововтрати – $\Delta V = 0 \div 2500$ мм³.

 Установлений діапазон чутливості методу диференційного Мюллер-матричного картографування топографічних розподілів величини ЦД до зміни рівня крововтрати померлих – ΔV = 0÷1500 мм³.

 Визначені величини та діапазони зміни точності методу багатопараметричної Мюллер-матричної диференційної томографії алгоритмічного відтворення ЦД біологічних зразків – ΔV = 0÷1500 мм³↔86-92 %.

4. Показано, що максимальний рівень досягається для статистичних моментів, що характеризують ММІ мап ЦД для наступних зразків:

- гістологічні зрізи ПМЖ ексцес (SM₄)↔82-90 %;
- гістологічні зрізи мозку ексцес (SM₄)↔86-90 %;
- гістологічні зрізи селезінки асиметрія й ексцес (SM_{3;4})↔82-88 %;
- полікристалічні плівки крові дисперсія (SM₂)↔90-92 %.

Основні результати даного розділу висвітлено в наступній публікації:

1. Shilan KV. Diagnostics of the degree of blood loss by the method of statistical analysis of maps of optical activity of the polycrystalline component of biological tissues and fluids. Суд.-мед. експертиза. 2024;(2):75-84. doi: 10.24061/2707-8728.2.2024.11.

РОЗДІЛ 5

СУДОВО-МЕДИЧНІ КРИТЕРІЇ ДИФЕРЕНЦІАЦІІ МАП ЛІНІЙНОГО ДИХРОЇЗМУ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН І РІДИН ПОМЕРЛИХ З РІЗНИМИ ОБ'ЄМАМИ КРОВОВТРАТИ

У цьому розділі представлені результати застосування методу багатопараметричної Мюллер-матричної томографії відтворення мап ЛДХ полікристалічних структур гістологічних зрізів БТ і ППК померлих з різними ОК. Наведені дані статистичного аналізу розподілів величини ЛДХ мереж біологічних кристалів гістологічних зрізів ФТ, ПТ а також ППК для всіх груп померлих з різними рівнями ОК. Встановлений діапазон чутливості й ефективності цього методу в точному визначенні рівня втраченої крові.

5.1. Багатопараметрична Мюллер-матрична томографія відтворення мап лінійного дихроїзму гістологічних зрізів структурованих біологічних тканин померлих з різними ступенями крововтрати

5.1.1. Мапи лінійного дихроїзму гістологічних зрізів прямого м'яза живота. Експериментальні вимірювання мап ЛДХ біологічних зразків усіх дослідних груп здійснювалися за методикою, що представлена в розділі 2, підрозділі 2.3.

На рис. 5.1 наведені результати Мюллер-матричної томографії ЛДХ мап (фрагменти 1, 3) та гістограм (фрагменти 2, 4) розподілів величини ЛДХ полікристалічних фібрилярних мереж гістологічних зрізів ПМЖ померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної № 3 (фрагменти 3, 4) груп.

Одержані результати диференційного Мюллер-матричного картографування координатних розподілів величини ЛДХ ілюструють наявність відмінностей між мапами ЛДХ лазерного випромінювання фібрилярними мережами гістологічних зрізів ПМЖ померлих з різними ОК.



Рис. 5.1. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини лінійного дихроїзму гістологічних зрізів прямого м'яза живота контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп.

Установлено, що гістограми розподілів величини ЛДХ (фрагмент 4) гістологічних зрізів тканини ПМЖ з рівнем крововтрати V = (1500 ± 100) мм³ характеризуються меншими середнім значенням і діапазоном розкиду випадкових значень порівняно з аналогічними розподілами ЛДХ, що визначені для зразків аналогічної тканини ПМЖ померлого без крововтрати (фрагмент 2).

Виявлений факт різних рівнів ЛДХ зразків гістологічних зрізів ПМЖ можна пояснити з залученням даних диференційного Мюллер-матричного картографування гістологічних зрізів БТ різних органів людини [163-169]. Аналогічні тенденції були простежені й описані в попередніх розділах.

У межах статистичного підходу до поляризаційно-томографічного аналізу зростання крововтрати супроводжується протилежними тенденціями – зменшенням середнього та дисперсії, що характеризують розподіли ЛДХ (фрагменти 2, 4); асиметрія й ексцес розподілів випадкових значень ЛДХ зразків гістологічних зрізів ПМЖ померлих, навпаки, зростають. Кількісно цей сценарій зміни координатної структури мап ЛДХ оптично анізотропних фібрилярних мереж репрезентативної вибірки сукупності зразків гістологічних зрізів тканини ПМЖ померлих з різними ступенями крововтрати ілюструють статистичні моменти SM_{i=1,2,3,4}, величини яких окреслюють розподіли ЛДХ та систематизовані в табл. 5.1.

Таблиця 5.1

Статистична структура мап лінійного дихроїзму гістологічних зрізів прямого м'яза живота померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100	
Середнє (SM ₁)	0,21±0,09	0,18±0,008	0,15±0,006	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,17±0,008	0,145±0,006	0,12±0,005	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Асиметрія (SM ₃)	0,28±0,011	0,65±0,029	1,04±0,047	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Ексцес (SM ₄)	0,34±0,016	0,58±0,024	0,79±0,037	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100	
Середнє (SM ₁)	0,117±0,007	0,104±0,0075	0,109±0,0076	
р	<0,05	<0,05	>0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,095±0,005	0,074±0,005	0,09±0,006	
р	<0,05	<0,05	>0,05	
Асиметрія (SM ₃)	1,45±0,069	1,84±0,082	1,57±0,071	
р	<0,05	<0,05	>0,05	
Ексцес (SM ₄)	1,08±0,052	1,32±0,064	1,15±0,063	
р	<0,05	<0,05	>0,05	

Було встановлене наступне:

• діапазон зміни величин SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли ЛДХ

гістологічних зрізів ПМЖ, за ОК збільшується (0÷2000 мм³) порівняно з попередньо отриманими даними (див. розділ 3, табл. 3.1; розділ 4, табл. 4.1);

- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,21 до 0,104;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,17 до 0,074;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,28 до 1,84;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,34 до 1,32.

Рис. 5.2 кількісно ілюструє набір графічних залежностей діаграми зміни набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли величини ЛДХ зразків гістологічних зрізів ПМЖ всіх груп померлих.



Рис. 5.2. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи лінійного дихроїзму гістологічних зрізів прямого м'яза живота померлих з різними об'ємами крововтрати.

З отриманих даних щодо динаміки зміни статистичних параметрів розподілів величини ЛДХ видно, що величини середнього (SM₁), дисперсії

 (SM_3) ексцесу (SM₄), (SM_2) . асиметрії й ЩО окреслюють ЛДХ полікристалічної складової гістологічних зрізів ПМЖ померлих, змінюються у межах більшого ОК (0÷2000 мм³) порівняно з результатами поляризаційної мікроскопії (див. розділ 3, підрозділ 3.1, табл. 3.1, рис. 3.2, 0÷1000 мм³) і Мюллер-матричного картографування (див. розділ 4, підрозділ 4.1, табл. 4.1, рис. 4.2, 0÷1500 мм³). Найбільш чутливими до змін оптично анізотропного сіток полікристалічних ЛДХ поглинання 3 різними ступенями кровонасичення ПМЖ померлих виявилися статистичні моменти 3-го та 4-го порядків, що характеризують асиметрію й ексцес розподілів величини ЛДХ.

5.1.2. Мюллер-матрична диференційна томографія мап лінійного дихроїзму фібрилярних сіток гістологічних зрізів шкіри. Результати багатоканальної Мюллер-матричної поляриметрії ЛДХ полікристалічних колагенових мереж гістологічних зрізів шкіри представлені на рис. 5.3 – мапи (фрагменти 1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) розподілів величини ЛДХ оптично анізотропних колагенових сіток зразків шкіри померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної № 3 (фрагменти 3, 4) груп.



Рис. 5.3. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини лінійного дихроїзму гістологічних зрізів шкіри контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп.

Експериментальні дані диференційного Мюллер-матричного картографування з алгоритмічним відтворенням ЛДХ оптично анізотропних мереж гістологічних зрізів шкіри померлих виявили зменшення середнього значення та діапазону розкиду випадкових значень величини ЛДХ (фрагмент 4) гістологічних зрізів шкіри на аналогічному, що і для зразків ПМЖ, інтервалі ОК до V = (2000±100) мм³.

Кількісно специфіку таких змін топографічних мап ЛДХ колагенових сіток репрезентативної вибірки зразків гістологічних зрізів шкіри померлих з різними ступенями крововтрати ілюструють SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли величини ЛДХ (табл. 5.2).

Таблиця 5.2

 $1,55\pm0,065$

>0,05

Крововтрата, мм³ 500±100 0 1000 ± 100 Середнє (SM₁) 0.22 ± 0.09 0.19 ± 0.008 0.16±0.007 < 0.05 < 0.05 < 0.05 р Дисперсія (SM₂) 0.18 ± 0.008 0.16±0.007 $0,14\pm0,006$ < 0.05 < 0,05 < 0.05 р Асиметрія (SM₃) $0,41\pm0,016$ $0,66\pm0,027$ 0.92 ± 0.044 < 0,05 < 0,05 < 0,05 р Ексцес (SM₄) 0.87±0.039 $0,55\pm0,025$ $1,16\pm0,073$ < 0,05 < 0,05 < 0,05 р Крововтрата, мм³ 2000±100 1500 ± 100 2500±100 Середнє (SM₁) $0,13\pm0,006$ $0,102\pm0,005$ $1,09\pm0,005$ < 0,05 < 0,05 >0,05 р Дисперсія (SM₂) 0.103 ± 0.004 $0,12\pm0,005$ 0,11±0,005 < 0.05 < 0.05 >0.05 р

1,73±0,074

< 0,05

 $1,48\pm0,065$

< 0,05

Асиметрія (SM₃)

р

Статистична структура мап лінійного дихроїзму гістологічних зрізів шкіри померлих з різними ступенями крововтрати

Продовження табл. 5.2

Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100	
Ексцес (SM ₄)	1,08±0,052	1,32±0,064	1,15±0,063	
р	<0,05	<0,05	>0,05	

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли ЛДХ анізотропних колагенових сіток гістологічних зрізів шкіри, за рівнем крововтрати менший, ніж для ПМЖ та складає 0÷2000 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,22 до 0,102;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,18 до 0,103;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,41 до 1,73;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,55 до 1,32.

Динаміка зміни статистичної структури ЛДХ оптично анізотропних колагенових сіток зразків гістологічних зрізів шкіри померлих представлена на рис. 5.4, що ілюструє графічні залежності – діаграми зміни набору відповідних статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують координатні розподіли величини ЛДХ.



Рис. 5.4. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи лінійного

дихроїзму гістологічних зрізів шкіри померлих з різними об'ємами крововтрати.

Моніторинг змін здатності до ЛДХ колагенових сіток шкіри методом диференційного Мюллер-матричного відтворення ЛДХ продемонстрував, що величини середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), змінюються в межах ОК 0÷2000 мм³.

Водночас найбільш чутливими до таких посмертних змін виявилися статистичні моменти 3-го та 4-го порядків, що характеризують асиметрію й ексцес координатних розподілів величини ЛДХ.

Диференційна діагностика лінійного 5.1.3. мап дихроїзму полікристалічних фібрилярних мереж гістологічних зрізів головного мозку з різними об'ємами крововтрати. Рис. 5.5 ілюструє мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини ЛДХ оптично анізотропної поглинаючої структури гістологічних зрізів мозку з різними ОК в контрольній (1, 2) та дослідній № 2 (3, 4) групах.



Рис. 5.5. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини лінійного дихроїзму гістологічних зрізів головного мозку контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Отримані результати багатопараметричної поляризаційної Мюллерматричної томографії оптично анізотропного поглинання гістологічних зрізів головного мозку виявили, що розподіли величини ЛДХ (фрагмент 4) з більшим ОК (V = (1000±100) мм³) характеризуються меншими середнім значенням і діапазоном розкиду випадкових значень порівняно зі зразком з контрольної групи (фрагмент 2).

Встановлений факт, як і у випадках досліджень тканин ПМЖ (див. рис. 5.1) і шкіри (див. рис. 5.3) можна пов'язати з тим, що поглинаюча здатність ЛДХ в точках структури тканини головного мозку переважно формується завдяки зниженню концентрації формених елементів крові на тлі незначного ЛДХ. Кількісно ці зміни проілюстровані в табл. 5.3.

Таблиця 5.3

Статистична структура мап лінійного дихроїзму гістологічних зрізів головного мозку померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100	
Середнє (SM ₁)	0,205±0,008	0,175±0,006	0,141±0,005	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,17±0,006	0,15±0,005	0,13±0,003	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Асиметрія (SM ₃)	0,58±0,062	0,78±0,077	1,02±0,099	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Ексцес (SM ₄)	0,65±0,081	0,95±0,102	1,21±0,12	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100	
Середнє (SM ₁)	0,114±0,006	0,087±0,007	0,099±0,006	
р	<0,05	<0,05	>0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,11±0,004	0,076±0,003	0,09±0,005	
р	<0,05	<0,05	>0,05	
Асиметрія (SM ₃)	1,45±0,102	1,69±0,105	1,43±0,096	
p	<0,05	<0,05	>0,05	

Продовження табл. 5.3

Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100	
Ексцес (SM ₄)	1,48±0,11	1,82±0,107	1,61±0,105	
р	<0,05	<0,05	>0,05	

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин середнього, дисперсії, асиметрії й ексцесу, що характеризують розподіли випадкових значень ЛДХ структури гістологічних зрізів головного мозку, за рівнем ОК складає 0÷2000 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,205 до 0,087;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,17 до 0,076;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,58 до 1,69;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,65 до 1,82.

Рис. 5.6 ілюструє графічну динаміку зміни набору статистичних моментів SM_{i=1,2,3,4}, що окреслюють розподіли величини ЛДХ оптично анізотропної поглинальної структури гістологічних зрізів головного мозку з різними ОК.



Рис. 5.6. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи лінійного дихроїзму гістологічних зрізів головного мозку померлих з різними об'ємами крововтрати.

120

Експериментально отримані діаграми зміни величин SM_{i=1;2;3;4}, що окреслюють розподіли ЛДХ репрезентативних вибірок набору гістологічних зрізів головного мозку різних груп померлих, змінюються в межах ОК 0÷2000 мм³.

Найбільш чутливими до змін мап ЛДХ фібрилярних мереж головного мозку внаслідок зростання ОК виявилися статистичні моменти 3-го та 4-го порядків, що характеризують асиметрію й ексцес координатних розподілів величини ЛДХ.

5.2. диференційна Багатопараметрична Мюллер-матрична томографія лінійного **дихроїзму** гістологічних зрізів паренхіматозних біологічних різними тканин померлих 3 ступенями крововтрати

Мапи лінійного дихроїзму гістологічних зрізів селезінки. На рис. 5.7 наведені експериментально визначені координатні розподіли (фрагменти 1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) випадкових значень величини ЛДХ паренхіматозної структури гістологічних зрізів селезінки померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної № 2 (фрагменти 3, 4) груп.



Рис. 5.7. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини лінійного

дихроїзму гістологічних зрізів селезінки контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Кількісно сценарій зміни розподілів величини ЛДХ паренхіматозної структури гістологічних зрізів селезінки померлих з різними ОК ілюструють SM_{i=1;2;3;4}, що наведені в табл. 5.4.

Таблиця 5.4

Статистична структура мап лінійного дихроїзму гістологічних зрізів селезінки померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100	
Середнє (SM ₁)	0,16±0,007	0,145±0,006	0,12±0,005	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,13±0,0064	0,097±0,004	0,065±0,003	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Асиметрія (SM ₃)	1,02±0,046	1,36±0,057	1,74±0,074	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Ексцес (SM ₄)	1,36±0,061	1,65±0,053	1,98±0,105	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100	
Середнє (SM ₁)	0,099±0,005	0,082±0,004	0,095±0,006	
p	<0,05	<0,05	>0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,036±0,001	0,015±0,001	0,026±0,001	
р	<0,05	<0,05	>0,05	
Асиметрія (SM ₃)	2,15±0,104	2,51±0,12	2,21±0,106	
р	<0,05	<0,05	>0,05	
Ексцес (SM ₄)	2,34±0,108	2,62±0,12	2,23±0,11	
р	<0,05	<0,05	>0,05	

Було встановлене наступне:

• діапазон зміни величин набору SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли

ЛДХ оптично анізотропних паренхіматозних структур гістологічних зрізів селезінки, за ОК складає 0÷2000 мм³;

- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,16 до 0,082;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,13 до 0,015;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 1,02 до 2,51;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 1,36 до 2,62.

На рис. 5.8 представлені графічні залежності — діаграми зміни статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що окреслюють розподіли величини ЛДХ селезінки внаслідок крововтрати всіх груп померлих.



Рис. 5.8. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи лінійного дихроїзму гістологічних зрізів селезінки померлих з різними об'ємами крововтрати.

З отриманих результатів видно, що величини статистичних моментів (SM_{i=1;2;3;4}), що характеризують розподіли значень ЛДХ гістологічних зрізів селезінки померлих, змінюються в межах ОК 0÷2000 мм³.

Установлені найбільш чутливі до змін ступеня ЛДХ оптично анізотропними паренхіматозними структурами гістологічних зрізів даного органа

статистичні параметри – статистичні моменти 3-го та 4-го порядків, що характеризують асиметрію й ексцес координатних розподілів величини ЛДХ.

Алгоритмічно відтворені мапи лінійного дихроїзму фібрилярних мереж гістологічних зрізів нирки з різними об'ємами крововтрати. Мапи (фрагменти 1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) розподілів величини ЛДХ полікристалічних фібрилярних мережевих структур гістологічних зрізів нирки померлих з контрольної (фрагменти 1. 2) та дослідної № 3 (фрагменти 3, 4) груп, що одержані методом багатоканального диференційного Мюллерматричного картографування, наведені на рис. 5.9.



Рис. 5.9. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини лінійного дихроїзму гістологічних зрізів нирки контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Під час аналізу отриманих даних виявлено, що зі збільшенням ОК та відповідним зменшенням концентрації формених елементів крові знижується ступінь ЛДХ оптично анізотропних колагенових сіток нирки (фрагменти 2, 4). Статистично це виявляється в зменшенні значень середнього та дисперсії, що характеризують розподіли величини ЛДХ гістологічних зрізів тканини нирки всіх груп померлих. Також сценарій зростання крововтрати супроводжується зворотними змінами величин статистичних моментів SM₃ та SM₄, що окреслюють асиметрію й ексцес розподілів відповідних координатних мап ЛДХ гістологічних зрізів нирки померлих у діапазоні ОК до V = (2000±100) мм³.

Результати статистичного аналізу змін структури мап ЛДХ гістологічних зрізів нирки померлих з різними ОК ілюструють статистичні моменти SM_{i=1;2;3;4}, (табл. 5.5).

Таблиця 5.5

Статистична структура мап лінійного дихроїзму гістологічних зрізів нирки померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100	
Середнє (SM ₁)	$0,18{\pm}0,008$	0,153±0,007	0,127±0,005	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,13±0,005	0,11±0,004	0,093±0,004	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Асиметрія (SM ₃)	$1,14\pm0,046$	1,38±0,056	1,61±0,073	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Ексцес (SM ₄)	1,49±0,069	1,88±0,77	2,38±0,11	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100	
Середнє (SM ₁)	0,098±0,005	0,069±0,003	0,078±0,004	
р	<0,05	<0,05	>0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,071±0,003	0,043±0,002	0,056±0,002	
р	<0,05	<0,05	>0,05	
Асиметрія (SM ₃)	1,81±0,087	2,09±0,095	1,84±0,085	
р	<0,05	<0,05	>0,05	
Ексцес (SM ₄)	2,74±0,12	3,03±0,14	2,82±0,13	
р	<0,05	<0,05	>0,05	

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величини набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли значень ЛДХ в площині гістологічних зрізів нирки, за рівнем ОК складає, як і у випадку ПМЖ (див. табл. 5.1), 0÷2000 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,18 до 0,069;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,13 до 0,043;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 1,14 до 2,09;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 1,49 до 3,03.

На рис. 5.10 представлені графічні залежності діаграм зміни набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що окреслюють координатну структуру розподілів випадкових значень ЛДХ оптично анізотропними колагеновими мережами біологічних кристалів репрезентативного набору зразків гістологічних зрізів нирки померлих з усіх дослідних груп за рівнем ОК.



Рис. 5.10. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи лінійного дихроїзму гістологічних зрізів нирки померлих з різними об'ємами крововтрати.

З отриманих даних статистичного аналізу результатів багатопараметричної Мюллер-матричної томографії змін оптично анізотропного поглинання оптично анізотропних сіток біологічних кристалів, що обумовлене крововтратою, видно, що величини середнього, дисперсії, асиметрії й ексцесу змінюються в межах ОК 0÷2000 мм³.

Найбільш чутливими до змін топографічної структури мап ЛДХ гістологічних зрізів нирки з різними ОК виявилися статистичні моменти 3-го та 4-го порядків, що характеризують асиметрію й ексцес координатних розподілів величини ЛДХ.

5.3. Диференційна Мюллер-матрична томографія лінійного дихроїзму полікристалічних плівок крові померлих з різними об'ємами крововтрати

На рис. 5.11 представлені мапи (фрагменти 1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) розподілів величини ЛДХ зразків ППК померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної (фрагменти 3, 4) груп.



Рис. 5.11. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини лінійного дихроїзму полікристалічних плівок крові контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп.

Як уже зазначалося (див. розділ 4, підрозділ 4.3), головним чинником зміни координатної полікристалічної структури для плівки крові є оптична анізотропія формених елементів крові, що розсіюють (деполяризують) лазерне випромінювання на тлі незмінної структурної анізотропії полікристалічних альбумін-глобулінових мереж [130, 146]. Тому зі зменшенням концентрації формених елементів крові у випадках ГК знижується і величина ЛДХ (фрагменти 2, 4).

Результати статистичного аналізу вказаних змін оптично анізотропного ЛДХ ППК померлих ілюструють статистичні моменти SM_{i=1;2;3;4}, представлені в табл. 5.6.

Таблиця 5.6

Статистична структура мап лінійного дихроїзму полікристалічних плівок крові померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100	
Середнє (SM ₁)	0,21±0,009	0,183±0,008	0,152±0,007	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,19±0,008	0,17±0,007	0,145±0,006	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Асиметрія (SM ₃)	0,36±0,014	0,66±0,027	0,94±0,043	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Ексцес (SM ₄)	0,57±0,023	0,78±0,032	0,99±0,045	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100	
Середнє (SM ₁)	0,121±0,005	0,092±0,005	0,063±0,003	
р	<0,05	<0,05	>0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,36±0,014	0,66±0,027	0,94±0,043	
р	<0,05	<0,05	>0,05	
Асиметрія (SM ₃)	0,57±0,023	0,78±0,032	0,99±0,045	
р	<0,05	<0,05	>0,05	

Продовження табл. 5.6

Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100	
Ексцес (SM ₄)	1,19±0,052	1,47±0,064	1,72±0,075	
р	<0,05	<0,05	>0,05	

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли величини ступеня деполяризації лазерного випромінювання ППК, за рівнем ОК померлих складає 0÷2000 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,21 до 0,092;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,19 до 0,066;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,36 до 0,79;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,57 до 1,47.

На рис. 5.12 представлена серія діаграм зміни величини набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що окреслюють мапи ЛДХ лазерного випромінювання ППК померлих з різними ОК.



Рис. 5.12. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи лінійного дихроїзму полікристалічних плівок крові померлих з різними об'ємами крововтрати.

Результати методу диференційної Мюллер-матричної томографії динаміки зміни величин середнього, дисперсії, асиметрії й ексцесу, що характеризують мапи ЛДХ ППК, змінюються в межах ОК 0÷2000 мм³. Найбільш чутливими до таких змін концентрації формених елементів виявилися статистичні параметри асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄) розподілів величини ЛДХ ППК померлих.

5.4. Ефективність диференційної діагностики ступеня крововтрати методом диференційної Мюллер-матричної томографії з алгоритмічним відтворенням мап лінійного дихроїзму

У цьому підрозділі представлені систематизовані (табл. 5.7-5.12) результати дослідження ефективності визначення ОК методом диференційної Мюллер-матричної томографії координатних розподілів величини ЛДХ гістологічних зрізів БТ (ПМЖ, шкіра, головний мозок, селезінка, нирка), а також ППК померлих з різними ОК.

Для кожного статистичного моменту, що характеризує розподіли ЛДХ набору репрезентативних вибірок зразків гістологічних зрізів БТ і ППК з різних груп померлих, обчислювали (див. розділ 2, підрозділ 2.5) точність встановлення ОК на основі серії номограм, що представлені на рис. 5.2, 5.4, 5.6, 5.8, 5.10 і 5.12.

Таблиця 5.7

Точність Ас (%) визначення об'єму крововтрати при дослідженні прямого м'яза живота

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	94	92	92	90	76
Дисперсія (SM ₂)	92	90	88	88	78
Асиметрія (SM ₃)	84	84	82	80	72
Ексцес (SM ₄)	82	82	80	76	70

131

Точність Ас (%) встановлення об'єму крововтрати при дослідженні зразків шкіри

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	90	88	86	84	68
Дисперсія (SM ₂)	86	84	84	82	68
Асиметрія (SM ₃)	84	84	82	80	66
Ексцес (SM ₄)	82	82	80	76	64

Таблиця 5.9

Точність Ас (%) визначення об'єму крововтрати при дослідженні зразків головного мозку

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	88	86	86	84	72
Дисперсія (SM ₂)	72	70	68	68	56
Асиметрія (SM ₃)	78	74	74	72	62
Ексцес (SM ₄)	80	78	76	72	64

Таблиця 5.10

Точність Ас (%) встановлення об'єму крововтрати при дослідженні зразків селезінки

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	86	86	84	82	66
Дисперсія (SM ₂)	92	92	90	88	70
Асиметрія (SM ₃)	78	76	72	70	66
Ексцес (SM ₄)	82	82	80	76	72

132

Точність Ас (%) визначення об'єму крововтрати при дослідженні зразків нирки

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	90	88	86	86	72
Дисперсія (SM ₂)	94	92	92	92	76
Асиметрія (SM ₃)	92	90	88	86	74
Ексцес (SM ₄)	84	82	82	80	68

Таблиця 5.12

Точність Ас (%) встановлення об'єму крововтрати при дослідженні зразків крові

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	78	76	74	70	62
Дисперсія (SM ₂)	84	82	80	80	68
Асиметрія (SM ₃)	92	92	90	88	74
Ексцес (SM ₄)	94	94	92	90	76

Аналіз отриманих даних виявив наступні параметри діагностичної ефективності статистичного аналізу результатів методу багатопараметричної диференційної Мюллер-матричної томографії з алгоритмічним відтворенням мап ЛДХ гістологічних зрізів ФТ, ПТ, а також ППК:

- Для всіх досліджених БП діапазон чутливості методу диференційної Мюллер-матричної томографії з алгоритмічним відтворенням мап ЛДХ до зміни ОК померлих складає 0÷2000 мм³.
- 2. Величина точності методу диференційної Мюллер-матричної томографії з алгоритмічним відтворенням мап ЛДХ полікристалічної

структури біологічних зразків коливається в межах:

•
$$\Delta V = 0 \div 2000 \text{ MM}^3 \leftrightarrow 84-94 \%;$$

- $\Delta V = 2000 \div 2500 \text{ MM}^3 \leftrightarrow 56-76 \%.$
- 3. Максимальний рівень досягається для нижченаведених статистичних параметрів, що характеризують мапи ЛДХ наступних БП:

•
$$\Pi M \mathcal{K} - \begin{cases} \mathbf{SM}_1 \Leftrightarrow 90\% - 94\%; \\ \mathbf{SM}_2 \Leftrightarrow 88\% - 92\%; \end{cases};$$

• Шкіра –
$$\begin{cases} \mathbf{SM}_1 \Leftrightarrow 84\% - 90\%;\\ \mathbf{SM}_2 \Leftrightarrow 82\% - 86\%; \end{cases}$$

• головний мозок – $SM_1 \Leftrightarrow 84\% - 88\%$;

• селезінка –
$$SM_2 \Leftrightarrow 88\% - 92\%;$$

• нирка –
$$\begin{cases} \mathbf{SM}_{1} \Leftrightarrow 86\% - 90\%;\\ \mathbf{SM}_{2} \Leftrightarrow 92\% - 94\%;\\ \mathbf{SM}_{3} \Leftrightarrow 86\% - 92\%; \end{cases}$$

•
$$\operatorname{KpoB} - \begin{cases} \mathbf{SM}_3 \Leftrightarrow 88\% - 92\%; \\ \mathbf{SM}_4 \Leftrightarrow 90\% - 94\%. \end{cases}$$

Слід зазначити, що головним "інформаційним" об'єктом методу дифузної поляриметрії € ансамблі формених елементів крові полікристалічної БП, структури різноманітних багаторазово ЩО розсіюють і деполяризують лазерне випромінювання. Інтегральний тип механізму знижує чутливість та інформативність (інтервал такого точність OK) величини та визначення методу дифузної Мюллер-матричної поляриметрії до змін концентрації формених елементів крові померлих.

Тому актуальним є застосування іншого, більш гнучкого та чутливого, методу прямого Мюллер-матричного томографічного відтворення мап ЦДХ, що дозволяє безпосередньо детектувати концентраційні властивості оптично-анізотропних формених елементів крові.

Висновки до розділу 5

1. Методом диференційної Мюллер-матричної томографії з алгоритмічним відтворенням координатних розподілів величини ЛДХ досліджений набір мап і гістограм розподілів випадкових значень полікристалічної складової гістологічних зрізів БТ і ППК померлих з різними ОК.

 Вивчена динаміка зміни величин статистичних моментів 1-4-го порядків, що характеризують розподіли ЛДХ гістологічних зрізів досліджуваних тканин (ПМЖ, шкіра, нирка, головний мозок, селезінка та ППК) з різними OK – ΔV = 0÷2500 мм³.

3. Установлений діапазон чутливості методу диференційного Мюллер-матричного картографування мап ЛДХ до зміни ОК померлих – $\Delta V = 0 \div 2000 \text{ мм}^3$.

 Визначені величини та діапазони зміни точності методу диференційного Мюллер-матричного картографування з алгоритмічним відтворенням мап ЛДХ біологічних зразків – ΔV = 0÷2000 мм³↔84-94 %.

5. Продемонстровано, що максимальний рівень точності методу досягається для статистичних моментів, що характеризують ЛДХ наступних біологічних зразків:

- гістологічні зрізи ПМЖ середнє SM₁↔90-94 %;
- гістологічні зрізи шкіри середнє $SM_1 \leftrightarrow 84-90$ %;
- гістологічні зрізи селезінки дисперсія SM₂↔88-92 %;
- гістологічні зрізи нирки дисперсія SM₂↔92-94 %;
- полікристалічні плівки крові ексцес SM₄↔90-94 %.

Основні результати даного розділу висвітлено в наступних публікаціях: 1. Bachynskyi VT, Shilan KV. Multi-parameter Mueller-matrix tomography of histological samples of biological tissues as an accurate and effective method for determining the degree of blood loss. Суд.-мед. експертиза. 2023;(2):22-32. doi: 10.24061/2707-8728.2.2023.3.

135

2. Vanchuliak O, Pavliukovych O, Shilan K, Bachynskyi V. P03-049. Forensic medical differentiation of the volume of blood loss by analysis of circular dichroism maps of images of biological tissues and blood. In: Book of abstracts of 26th IALM Triennial Meeting 2024; 2024 May 21-23; Athens, Greece. Greece; 2024. p. 154.

РОЗДІЛ 6

СУДОВО-МЕДИЧНА ДИФЕРЕНЦІАЦІЯ МАП ЦИРКУЛЯРНОГО ДИХРОЇЗМУ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН І РІДИН ПОМЕРЛИХ З РІЗНИМИ ОБ'ЄМАМИ КРОВОВТРАТИ

У цьому розділі представлені результати застосування методу диференційного Мюллер-матричного картографування координатних розподілів величини ЦДХ полікристалічних структур зразків БТ у визначенні OK. Навелені дані статистичного аналізу розподілів біологічних ШЛΧ кристалів гістологічних зрізів величини мереж досліджуваних тканин з різними об'ємами ГК. Продемонстровані рівні точності ефективності та визначення ОК В померлих методом багатопараметричної Мюллер-матричної томографії ЦДХ мап полікристалічних структур гістологічних зрізів БТ і ППК померлих з різними значеннями ОК.

6.1. Мюллер-матрична томографія з алгоритмічним відтворенням мап циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів структурованих біологічних тканин померлих з різними ступенями крововтрати

На рис. 6.1 наведені результати Мюллер-матричного томографічного відтворення мап (фрагменти 1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) розподілів величини ЦДХ полікристалічних фібрилярних мереж гістологічних зрізів ПМЖ померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної (фрагменти 3, 4) груп.

Отримані результати томографічного відтворення координатних розподілів величини ЦДХ ілюструють наявність відмінностей між координатними розподілами отриманих значень для гістологічних зрізів ПМЖ померлих з різними ОК.



Рис. 6.1. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів прямого м'яза живота контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Було встановлено, що гістограми розподілів величини ЦДХ (фрагмент 4) гістологічних зрізів тканини ПМЖ з рівнем крововтрати V = (1000±100) мм³ характеризуються меншими середнім значенням і діапазоном розкиду випадкових значень ЦДХ порівняно з аналогічними розподілами, що визначені для зразків такої ж БТ померлого без крововтрати (фрагмент 2).

Виявлений факт різної структури розподілів ЦДХ зразків ПМЖ можна пояснити з залученням того, що головним чинником формування координатної структури ЦДХ є концентрація формених елементів крові. Величина інтенсивності ЦДХ прямо пропорційна концентрації оптично анізотропних молекулярних структур гістологічного зрізу ПМЖ (фрагменти 1, 3). Тому зі збільшенням ступеня крововтрати (зменшенням концентрації формених елементів крові) знижується і рівень величин координатного розподілу ЦДХ [165-168].

У межах статистичного підходу до аналізу мап ЦДХ зростання

крововтрати супроводжується, як і випадку вищерозглянутих поляризаційних методик алгоритмічного відтворення ЛД, ЦД, ЛДХ, протилежними тенденціями – зменшенням середнього та дисперсії (фрагменти 2, 4); збільшенням асиметрії й ексцесу розподілів випадкових значень ЦДХ зразків гістологічних зрізів ПМЖ померлих (табл. 6.1).

Таблиця 6.1

Статистична структура мап циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів прямого м'язу живота померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	0,185±0,087	0,16±0,007	0,124±0,005
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,17±0,008	0,15±0,007	0,13±0,005
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	0,31±0,013	0,62±0,028	0,94±0,044
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	0,45±0,021	0,88±0,041	1,21±0,059
р	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	0,099±0,004	0,075±0,003	0,053±0,0027
p	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,109±0,005	0,077±0,0035	0,049±0,0016
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	1,22±0,059	1,54±0,072	1,88±0,081
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	1,63±0,067	2,02±0,097	2,45±0,11
р	<0,05	<0,05	<0,05

Було встановлене наступне:

характеризують розподіли величини інтенсивності ЦДХ гістологічних зрізів ПМЖ, за ОК збільшується (0÷2500 мм³) порівняно з попередньо отриманими даними (див. розділ 3, табл. 3.1 – 0÷1000 мм³; розділ 4, табл. 4.1 – 0÷1500 мм³; розділ 5, табл. 5.1 – 0÷2000 мм³);

- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,185 до 0,053;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,17 до 0,049;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,31 до 1,88;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,45 до 2,45.

Залежності, наведені на рис. 6.2, кількісно ілюструють діаграму динаміки зміни набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що окреслюють розподіли величини ЦДХ репрезентативних вибірок зразків гістологічних зрізів ПМЖ всіх груп померлих.



Рис. 6.2. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів прямого м'яза живота померлих з різними об'ємами крововтрати.

З отриманих даних про динаміку та сценарій зміни статистичних

параметрів розподілів величини ЦДХ видно, що значення статистичних параметрів змінюються в межах більшого ОК порівняно з результатами поляризаційної мікроскопії (див. розділ 3, підрозділ 3.1, табл. 3.1, рис. 3.2, 0÷1000 мм³), Мюллер-матричного картографування (див. розділ 4, підрозділ 4.1, табл. 4.1, рис. 4.2, 0÷1500 мм³) та дифузної поляриметрії (див. розділ 5, підрозділ 5.1, табл. 5.1, рис. 5.2, 0÷2000 мм³) – 0÷2500 мм³. Найбільш чутливими до змін інтенсивності ЦДХ зразків ПМЖ померлих з різними ступенями крововтрати виявилися наступні статистичні параметри – SM_{i=1;2;3;4}.

Експериментальні результати диференційної Мюллер-матричної томографії ЦДХ гістологічних зрізів шкіри представлені на структурних фрагментах рис. 6.3 – мапи (фрагменти 1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) розподілів величини ЦДХ оптично анізотропних колагенових сіток зразків шкіри померлих з контрольної (1, 2) та дослідної № 2 (3, 4) груп.



Рис. 6.3. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів шкіри контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Було встановлено, що для розподілів ЦДХ оптично анізотропних мереж гістологічних зрізів шкіри померлих спостерігається зменшення

середнього значення та діапазону розкиду випадкових значень ЦДХ (фрагмент 4) гістологічних зрізів шкіри, як і у випадку зразків ПМЖ, в інтервалі ОК до V = (2500±100) мм³.

Кількісно специфіку процесів змін координатних розподілів величини ЦДХ гістологічними зрізами шкіри померлих з різними ступенями крововтрати ілюструють статистичні параметри SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують мапи ЦДХ (табл. 6.2).

Таблиця 6.2

Статистична структура мап циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів шкіри померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	$0,194{\pm}0,0097$	0,163±0,0076	0,134±0,0064
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	$0,181{\pm}0,0088$	0,16±0,007	0,141±0,006
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	0,27±0,013	0,58±0,025	0,87±0,041
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	0,39±0,018	0,78±0,035	1,17±0,057
р	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	0,102±0,004	0,071±0,003	0,043±0,002
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,121±0,006	0,095±0,004	0,077±0,003
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	1,24±0,061	1,53±0,072	1,89±0,086
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	1,59±0,075	1,93±0,089	2,34±0,11
р	<0,05	<0,05	<0,05

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли величини ЦДХ анізотропних колагенових сіток гістологічних зрізів шкіри, за рівнем крововтрати подібний до зразків ПМЖ та складає 0÷2500 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,194 до 0,043;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,181 до 0,077;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,27 до 1,89;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,39 до 2,34.

Динаміка зміни статистичної структури розподілів величини ЦДХ репрезентативних вибірок сукупності зразків гістологічних зрізів шкіри померлих представлена на рис. 6.4, що ілюструє графічні діаграми динаміки зміни набору відповідних статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що окреслюють мапи ЦДХ для різних значень ОК.



Рис. 6.4. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів шкіри померлих з різними об'ємами крововтрати.

Статистичний моніторинг змін топографічної структури мап ЦДХ багатопараметричної Мюллер-матричної диференційної томографії колагенових сіток зразків гістологічних зрізів шкіри продемонстрував, що величини середнього, дисперсії, асиметрії й ексцесу, що характеризують гістограми розподілів випадкових значень ЦДХ набору репрезентативних вибірок зразків гістологічних зрізів шкіри померлих, змінюються в межах ОК 0÷2500 мм³.

Водночас найбільш чутливими до таких посмертних змін виявилися статистичні моменти 1-го, 3-го та 4-го порядків, що окреслюють координатні розподіли величини ЦДХ зразків шкіри.

На рис. 6.5 представлені мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини ЦДХ гістологічних зрізів головного мозку з різними ступенями крововтрати – контрольної (1, 2) та дослідної № 3 (3, 4) груп.



Рис. 6.5. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів головного мозку контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Отримані результати багатоканального диференційного Мюллерматричного відтворення координатних розподілів величини ЦДХ зразків гістологічних зрізів головного мозку виявили, що розподіли величини ЦДХ (фрагмент 4) з більшим ОК (V = (1000±100) мм³) характеризуються меншими середнім значенням і діапазоном розкиду випадкових значень порівняно зі зразком з контрольної групи (фрагмент 2).

Цей результат можна пов'язати з тим, що здатність циркулярного оптично анізотропного поглинання в точках тканини головного мозку формується переважно завдяки зниженню концентрації формених елементів.

Кількісно сценарій зміни статистичної структури мап ЦДХ гістологічних зрізів мозку померлих ілюструють SM_{i=1;2;3;4}, що наведені в табл. 6.3.

Таблиця 6.3

Статистична структура мап циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів мозку померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	0,176±0,0074	0,146±0,0061	0,112±0,0043
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,164±0,0078	0,143±0,0057	0,123±0,0045
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	0,19±0,009	0,53±0,024	0,91±0,044
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	0,28±0,013	0,59±0,026	0,84±0,037
р	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	0,083±0,004	0,049±0,002	0,023±0,001
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,102±0,004	0,079±0,004	0,061±0,003
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	1,34±0,059	1,68±0,072	1,99±0,089
р	<0,05	<0,05	<0,05
Продовження табл. 6.3

Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100	
Ексцес (SM ₄)	1,16±0,051	1,43±0,068	1,79±0,077	
p	<0,05	<0,05	<0,05	

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин середнього, дисперсії, асиметрії й ексцесу, що характеризують розподіли випадкових значень ЦДХ оптично анізотропної структури гістологічних зрізів головного мозку, за рівнем ОК складає 0÷2500 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,176 до 0,023;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,164 до 0,061;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,19 до 1,99;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,28 до 1,79.

Рис. 6.6 ілюструє динаміку зміни значень набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли величини ЦДХ структури гістологічних зрізів головного мозку з різними ОК.



Рис. 6.6. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів головного мозку померлих з різними об'ємами крововтрати.

Аналіз діаграм показує, що величини статистичних моментів 1-го, 2-го, 3-го та 4-го порядків змінюються в межах ОК 0÷2500 мм³.

Найбільш чутливими до змін деполяризації лазерного випромінювання ансамблями формених елементів крові головного мозку внаслідок зростання ОК виявилися статистичні моменти 2-4-го порядків.

6.2. Багатоканальна Мюллер-матрична томографія циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів паренхіматозних біологічних тканин померлих з різними об'ємами крововтрати

На серії фрагментів рис. 6.7 наведені експериментально визначені координатні розподіли (фрагменти 1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) випадкових значень величини ЦДХ паренхіматозної структури гістологічних зрізів селезінки померлих з контрольної (1, 2) та дослідної № 3 (3, 4) груп.



Рис. 6.7. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів селезінки контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп померлих.

Кількісно сценарій зміни ЦДХ властивостей ансамблю формених

елементів крові паренхіматозної структури гістологічних зрізів селезінки померлих з різними ступенями крововтрати ілюструють статистичні моменти SM_{i=1;2;3;4}, що наведені в табл. 6.4.

Таблиця 6.4

Статистична структура мап циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів селезінки померлих з різними об'ємами крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100	
Середнє (SM ₁)	0,21±0,0097	0,183±0,0073	0,152±0,0064	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Дисперсія (SM ₂)	$0,18{\pm}0,0081$	0,155±0,0064	0,12±0,0053	
p	<0,05	<0,05	<0,05	
Асиметрія (SM ₃)	0,32±0,014	0,53±0,024	0,75±0,031	
p	<0,05	<0,05	<0,05	
Ексцес (SM ₄)	0,49±0,021	0,89±0,041	1,28±0,058	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100	
Середнє (SM ₁)	0,122±0,006	0,099±0,004	0,063±0,003	
p	<0,05	<0,05	<0,05	
Дисперсія (SM ₂)	0,092±0,004	0,067±0,003	0,031±0,001	
p	<0,05	<0,05	<0,05	
Асиметрія (SM ₃)	$1,03{\pm}0,049$	1,36±0,062	1,67±0,081	
р	<0,05	<0,05	<0,05	
Ексцес (SM ₄)	1,69±0,088	2,03±0,096	2,39±0,11	
р	<0,05	<0,05	<0,05	

Було встановлене наступне:

 діапазон зміни величини набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли величин алгоритмічно відтворених мап ЦДХ паренхіматозних структур гістологічних зрізів селезінки, за ОК складає 0÷2500 мм³;

- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,21 до 0,063;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,18 до 0,031;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,32 до 1,67;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,49 до 2,39.

На рис. 6.8 представлені діаграми зміни величин статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що окреслюють розподіли величини ЦДХ гістологічних зрізів селезінки внаслідок крововтрати всіх груп померлих.



Рис. 6.8. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів селезінки померлих з різними об'ємами крововтрати.

З отриманих результатів методу диференційної Мюллер-матричної томографії ЦДХ видно, що величини статистичних моментів (середнє, дисперсія, асиметрія й ексцес), що окреслюють координатні розподіли величини ЦДХ формених елементів крові гістологічних зрізів селезінки померлих, змінюються в межах ОК 0÷2500 мм³. Було встановлено, що

найбільш чутливими до змін ЦДХ паренхіматозних структур гістологічних зрізів цього органа були статистичні параметри 2-4-го порядків.

Мапи (фрагменти 1. 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) розподілів величини ЦДХ полікристалічних структур зразків гістологічних зрізів нирки померлих з контрольної (1, 2) та дослідної № 3 (3, 4) груп, що одержані методом багатоканальної Мюллер-матричної томографії, наведені на рис. 6.9.





Аналіз отриманих даних виявив, що зі збільшенням ОК та відповідним зменшенням концентрації формених елементів крові знижується величина ЦДХ оптично анізотропних колагенових сіток нирки померлих (фрагменти 2, 4).

Такі зміни виявляються в зменшенні значень відповідних статистичних параметрів (середнє та дисперсія), що характеризують розподіли величини ЦДХ гістологічних зрізів тканини нирки всіх груп померлих.

Паралельно до цього зростають величини статистичних моментів 3-го та 4-го порядків, що окреслюють асиметрію й ексцес розподілів відповідних мап ЦДХ гістологічних зрізів нирки померлих, у діапазоні ОК до $V = (2500 \pm 100) \text{ mm}^3$.

Дані статистичного аналізу змін структури мап ЦДХ зразків гістологічних зрізів нирки померлих з різними ступенями крововтрати ілюструють статистичні моменти 1-4-го порядків, величини яких наведені в табл. 6.5.

Таблиця 6.5

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	0,132±0,0057	0,112±0,0043	0,091±0,0034
p	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,145±0,0061	0,112±0,0052	0,081±0,0044
p	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	0,78±0,034	1,07±0,054	1,34±0,062
p	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	1,11±0,052	1,52±0,064	1,93±0,082
р	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	0,072±0,003	0,051±0,003	0,034±0,001
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,062±0,0034	0,041±0,0025	0,022±0,001
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	1,67±0,083	1,99±0,092	2,31±0,11
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	2,32±0,11	2,69±0,12	3,08±0,14
р	<0,05	<0,05	<0,05

Статистична структура мап мап циркулярного дихроїзму гістологічних зрізів нирки померлих з різними ступенями крововтрати

Було встановлене наступне:

діапазон зміни величини набору статистичних моментів 1-4-го

порядків, що характеризують розподіли величини ЦДХ полікристалічної складової гістологічних зрізів нирки, за рівнем ОК складає, як і у випадку інших БТ (див. табл. 6.1 і 6.2), 0÷2500 мм³;

- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,132 до 0,034;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,145 до 0,022;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,78 до 2,31;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,111 до 3,08.

На рис. 6.10 представлені діаграми зміни набору статистичних моментів 1-4-го порядків SM_{i=1;2;3;4}, що окреслюють координатну структуру розподілів випадкових значень ЦДХ оптично анізотропних колагенових мереж набору гістологічних зрізів нирки померлих з усіх груп, за рівнем крововтрати.



Рис. 6.10. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи інтенсивності автофлуоресценції гістологічних зрізів нирки померлих з різними об'ємами крововтрати.

Статистичний аналіз даних спектрально-селективної лазерної

автофлуоресцентної мікроскопії оптично анізотропних сіток біологічних кристалів виявив зменшення середнього, дисперсії та, навпаки, зростання асиметрії й ексцесу, що окреслюють розподіли величини ЦДХ гістологічних зрізів нирки померлих, у межах ОК 0÷2500 мм³.

Найбільш чутливими до змін інтенсивності флуоресценції ансамблів формених елементів крові гістологічних зрізів нирки з різними ОК виявилися статистичні моменти 1-го, 2-го та 4-го порядків, що характеризують томографічно відтворені мапи ЦДХ.

6.3. Мюллер-матрична томографія мап циркулярного дихроїзму полікристалічних плівок крові померлих з різними ступенями крововтрати

На серії фрагментів рис. 6.11 наведені експериментально визначені мапи (фрагменти 1, 3) та гістограми (фрагменти 2, 4) розподілів величини ЦДХ зразків ППК померлих з контрольної (фрагменти 1, 2) та дослідної № 3 (фрагменти 3, 4) груп.



Рис. 6.11. Мапи (1, 3) та гістограми (2, 4) розподілів величини циркулярного дихроїзму полікристалічних плівок крові контрольної (1, 2) та дослідної (3, 4) груп.

Як було зазначено раніше (див. розділ 4, підрозділ 4.3, розділ 5, підрозділ 5.3), головним чинником зміни розподілів ЦДХ для плівки крові є концентрація формених елементів. Завдяки цьому зменшення концентрації формених елементів крові у випадках крововтрати супроводжується відповідними змінами структури координатних розподілів ЦДХ (фрагменти 2, 4).

Результати статистичного аналізу зазначених змін мап ЦДХ ППК померлих ілюструють статистичні моменти 1-4-го порядків, що наведені в табл. 6.6.

Таблиця 6.6

Статистична структура мап циркулярного дихроїзму полікристалічних плівок крові померлих з різними ступенями крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500±100	1000±100
Середнє (SM ₁)	0,193±0,0087	0,162±0,0063	0,131±0,0054
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,181±0,0074	0,16±0,0061	0,14±0,0057
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	0,55±0,026	0,79±0,035	1,07±0,047
р	<0,05	<0,05	<0,05
Ексцес (SM ₄)	0,71±0,034	1,12±0,054	1,55±0,069
р	<0,05	<0,05	<0,05
Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	0,102±0,006	0,078±0,004	0,045±0,002
р	<0,05	<0,05	<0,05
Дисперсія (SM ₂)	0,12±0,0054	0,103±0,0045	0,082±0,0036
р	<0,05	<0,05	<0,05
Асиметрія (SM ₃)	1,37±0,059	1,68±0,072	1,93±0,095
p	<0,05	<0,05	<0,05

Продовження табл. 6.6

Крововтрата, мм ³	1500±100	2000±100	2500±100	
Ексцес (SM ₄) 1,96±0,098		2,38±0,11	2,72±0,13	
р	<0,05	<0,05	<0,05	

Було встановлене наступне:

- діапазон зміни величин статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що характеризують розподіли величини ЦДХ ППК, за рівнем ОК померлих складає 0÷2500 мм³;
- середнє (SM₁) змінюється в межах від 0,193 до 0,045;
- дисперсія (SM₂) варіює в межах від 0,181 до 0,082;
- асиметрія (SM₃) змінюється в межах від 0,55 до 1,93;
- ексцес (SM₄) варіює в межах від 0,71 до 2,72.

На рис. 6.12 наведена серія графічних залежностей – номограми зміни величини набору статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4}, що окреслюють мапи ЦДХ ППК померлих з різними ОК.



Рис. 6.12. Залежності величин середнього (SM₁), дисперсії (SM₂), асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄), що характеризують мапи циркулярного дихроїзму полікристалічних плівок крові померлих з різними ступенями крововтрати.

Результати методу диференційної Мюллер-матричної томографії ЦДХ динаміки зміни величин середнього, дисперсії, асиметрії й ексцесу, що окреслюють мапи ЦДХ ППК померлих, змінюються в межах ОК 0÷2500 мм³. Найбільш чутливими до таких змін концентрації формених елементів виявилися статистичні параметри 2-4-го порядків, що характеризують координатні розподіли томографічно відтворених величин ЦДХ.

6.4. Ефективність диференційної діагностики ступеня крововтрати методом диференційної Мюллер-матричної томографії циркулярного дихроїзму

У цій частині представлені систематизовані (табл. 6.7-6.12) результати багатоканального Мюллер-матричного диференційного картографування для дослідження ефективності визначення ступеня крововтрати репрезентативних вибірок зразків гістологічних зрізів БТ, а також ППК померлих з різними ОК.

Для кожного статистичного моменту, що характеризує розподіли величини ЦДХ набору зразків БТ і ППК з різних груп померлих, встановлювалася (див. розділ 2, підрозділ 2.5) точність визначення ОК на основі серії номограм, що представлені на рис. 6.2, 6.4, 6.6, 6.8, 6.10 і 6.12.

Таблиця 6.7

Точність Ас (%) встановлення об'єму крововтрати при дослідженні прямого м'яза живота

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	86	84	86	84	82
Дисперсія (SM ₂)	96	94	94	92	92
Асиметрія (SM ₃)	82	82	84	82	80
Ексцес (SM ₄)	96	96	94	94	94

Точність Ас (%) визначення об'єму крововтрати при дослідженні зразків шкіри

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	90	90	88	88	86
Дисперсія (SM ₂)	78	76	76	78	74
Асиметрія (SM ₃)	90	88	88	86	86
Ексцес (SM ₄)	90	90	90	88	88

Таблиця 6.9

Точність Ас (%) встановлення об'єму крововтрати при дослідженні зразків головного мозку

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	84	86	86	84	84
Дисперсія (SM ₂)	92	92	90	88	86
Асиметрія (SM ₃)	90	92	88	88	86
Ексцес (SM ₄)	92	92	92	90	88

Таблиця 6.10

Точність Ас (%) визначення об'єму крововтрати при дослідженні зразків селезінки

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	84	86	86	84	84
Дисперсія (SM ₂)	94	94	92	92	90
Асиметрія (SM ₃)	96	94	94	92	90
Ексцес (SM ₄)	92	92	92	90	88

157

Точність Ас (%) встановлення об'єму крововтрати при дослідженні зразків нирки

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	96	96	96	94	94
Дисперсія (SM ₂)	96	96	94	92	92
Асиметрія (SM ₃)	84	86	86	86	84
Ексцес (SM ₄)	94	94	92	90	90

Таблиця 6.12

Точність Ас (%) визначення об'єму крововтрати при дослідженні зразків крові

Крововтрата, мм ³	500±100	1000±100	1500±100	2000±100	2500±100
Середнє (SM ₁)	84	84	84	82	82
Дисперсія (SM ₂)	92	94	92	90	90
Асиметрія (SM ₃)	94	94	92	92	90
Ексцес (SM ₄)	92	92	90	90	88

Аналіз отриманих даних виявив наступні параметри діагностичної ефективності статистичного аналізу результатів методу диференційної Мюллер-матричної томографії ЦДХ полікристалічної складової гістологічних зрізів ФТ і ПТ, а також ППК:

1. Для всіх досліджених БП діапазон чутливості методу диференційної Мюллер-матричної томографії ЦДХ полікристалічної складової до зміни ОК померлих складає максимальний рівень 0÷2500 мм³.

Величина точності методу диференційної Мюллер-матричної томографії ЦДХ полікристалічної складової біологічних зразків коливається в межах ΔV = 0÷2500 мм³↔84-96 %.

3. Максимальний рівень досягається для нижченаведених статистичних параметрів, що характеризують мапи ЦДХ біологічних зразків:

•
$$\Pi M \mathcal{K} - \begin{cases} \mathbf{SM}_{2} \Leftrightarrow 92\% - 96\%; \\ \mathbf{SM}_{4} \Leftrightarrow 94\% - 96\%; \end{cases};$$

• $\Pi \kappa i pa - \begin{cases} \mathbf{SM}_{1,2} \Leftrightarrow 86\% - 90\%; \\ \mathbf{SM}_{3} \Leftrightarrow 88\% - 90\%; \end{cases}$
• $\mathbf{M030K} - \begin{cases} \mathbf{SM}_{2} \Leftrightarrow 86\% - 92\%; \\ \mathbf{SM}_{3} \Leftrightarrow 88\% - 90\%; \\ \mathbf{SM}_{4} \Leftrightarrow 88\% - 90\%; \\ \mathbf{SM}_{4} \Leftrightarrow 88\% - 92\%; \end{cases}$
• $\mathbf{CERESIHKa} - \begin{cases} \mathbf{SM}_{2} \Leftrightarrow 90\% - 94\%; \\ \mathbf{SM}_{3} \Leftrightarrow 92\% - 96\%; \\ \mathbf{SM}_{4} \Leftrightarrow 88\% - 92\%; \end{cases}$
• $\mathbf{H} \mu p \kappa a - \begin{cases} \mathbf{SM}_{1} \Leftrightarrow 94\% - 96\%; \\ \mathbf{SM}_{2} \Leftrightarrow 94\% - 96\%; \\ \mathbf{SM}_{4} \Leftrightarrow 90\% - 94\%; \end{cases}$
• $\mathbf{Kpob} - \begin{cases} \mathbf{SM}_{2} \Leftrightarrow 90\% - 94\%; \\ \mathbf{SM}_{3} \Leftrightarrow 90\% - 94\%; \end{cases}$

$$\mathbf{SM}_{4} \Leftrightarrow 88\% - 92\%;$$

Висновки до розділу 6

1. Методом диференційної Мюллер-матричної томографії полікристалічної складової досліджений набір мап і гістограм розподілів випадкових значень ЦДХ формених елементів крові полікристалічної складової гістологічних зрізів БТ і ППК померлих з різними ОК.

 Вивчена динаміка зміни величин статистичних моментів 1-4-го порядків, що характеризують розподіли ЦДХ гістологічних зрізів досліджуваних тканин (ПМЖ, шкіра, нирка, головний мозок, селезінка та ППК) померлих з різними OK – ΔV = 0÷2500 мм³.

3. Установлений діапазон чутливості методу диференційної Мюллер-матричної томографії ЦДХ полікристалічної складової до зміни ОК померлих – $\Delta V = 0 \div 2500$ мм³.

4. Визначені величини та діапазони зміни точності методу диференційної Мюллер-матричної томографії ЦДХ полікристалічної складової БП:

•
$$\Pi M K - \begin{cases} SM_2 \Leftrightarrow 92\% - 96\%; \\ SM_4 \Leftrightarrow 94\% - 96\%; \end{cases}$$

• $\Pi \kappa i pa - \begin{cases} SM_{1:2} \Leftrightarrow 86\% - 90\%; \\ SM_3 \Leftrightarrow 88\% - 90\%; \end{cases}$
• $M 0 30 K - \begin{cases} SM_2 \Leftrightarrow 86\% - 92\%; \\ SM_3 \Leftrightarrow 88\% - 90\%; \\ SM_4 \Leftrightarrow 88\% - 92\%; \end{cases}$
• $ce \pi e 3i H Ka - \begin{cases} SM_2 \Leftrightarrow 90\% - 94\%; \\ SM_3 \Leftrightarrow 92\% - 96\%; \\ SM_4 \Leftrightarrow 88\% - 92\%; \end{cases}$
• $H \mu p Ka - \begin{cases} SM_1 \Leftrightarrow 94\% - 96\%; \\ SM_4 \Leftrightarrow 88\% - 92\%; \\ SM_4 \Leftrightarrow 90\% - 94\%; \\ SM_4 \Leftrightarrow 90\% - 94\%; \end{cases}$
• $K p O B - \begin{cases} SM_2 \Leftrightarrow 90\% - 94\%; \\ SM_4 \Leftrightarrow 90\% - 94\%; \\ SM_4 \Leftrightarrow 90\% - 94\%; \\ SM_4 \Leftrightarrow 88\% - 92\%; \end{cases}$

Основні результати даного розділу висвітлено в наступних публікаціях: 1. Pavliukovych O, Bachynskyi V, Shilan K, Pavliukovych N. Using the method of mueller matrix polarization tomography of histological sections of structured biological tissues to determine the degree of blood loss. In: Abstract book of 14th Annual Scientific Meeting of Balkan Academy of Forensic Sciences; 2023 Oct 05-08; Istanbul, Turkiye. Istanbul; 2023. p. 25.

2. Шилан КВ. Судово-медичні критерії встановлення об'єму крововтрати шляхом диференціації мап лінійного дихроїзму біологічних тканин. В: BIMCO Journal. Зб. матеріалів Буков. міжнар. мед.-фармацевт. конгр.

студентів і молодих учених ВІМСО 2024; 2024 Кві 2-5; Чернівці. Чернівці; 2024. с. 193.

3. Bachynskyi V, Shilan K, Pavlyukovich O, Sarkisova Yu, Baranyuk A, Marchuk V. Mueller-matrix tomography as a method of determination of the degree of blood loss in cases of incised-stab wounds in victims of domestic violence. Sănătate Publică, Economie și Management în Medicină. 2024;(2, 10th International symposium of the osteuropaverein rechtsmedizin e.v. domestic and gender-based violence):43-6.

УЗАГАЛЬНЕННЯ ТА АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Цей розділ присвячений аналізу отриманих результатів дослідження можливостей точного встановлення ОК шляхом застосування методу багатопараметричної диференційної Мюллер-матричної томографії зразків БТ і крові людини. У ході дисертаційного дослідження було проведене всебічне вивчення морфологічних, оптичних i поляриметричних характеристик БТ і ППК померлих осіб з різними ОК. Основною метою роботи було встановлення статистично достовірних взаємозв'язків між кількісними параметрами двопроменезаломлення та дихроїзму (ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ) й ОК, що дозволяє створити об'єктивні критерії для судовомедичної оцінки тяжкості крововтрати. Значна увага в розділі приділяється розкриттю сутності зв'язків між проявами змін структурних елементів БТ в умовах ГК та їхніми відбитками в зміні структури отриманих зображень. Було проведене порівняння отриманих впродовж дослідження даних з іншими результатами, описаними в сучасних літературних джерелах.

ГК є однією з провідних причин смерті при травмах, хірургічних втручаннях, у низці патологічних станів як у цивільному житті, так і в умовах військових конфліктів, дорожньо-транспортних пригод, кримінальних правопорушень і стихійних лих (близько 30 % усіх травматичних смертей) [3, 203-207]. У судово-медичній практиці правильне 88. та своєчасне встановлення факту, ступеня й ОК має вирішальне значення для визначення причини смерті. реконструкції механізму травматичного впливу, встановлення прижиттєвості пошкоджень, оцінки часу настання смерті, а також забезпечення об'єктивності судового процесу [119, 206, 207].

Відомо, що навіть незначні помилки в кількісній оцінці ОК можуть спричинити викривлене трактування обставин смерті, зниження доказової сили експертного висновку та загалом вплинути на хід слідства та правосуддя. Тому питання точного встановлення ОК в померлих є одним з ключових аспектів сучасної судово-медичної експертизи [1, 2, 88, 118].

У цьому науковому дослідженні ми зосередилися на розробці й апробації нового фізико-аналітичного підходу до визначення ОК на основі аналізу оптичних властивостей БТ і рідин методом багатопараметричної диференційної Мюллер-матричної томографії. Ця методика дозволяє отримувати об'єктивну кількісну інформацію про зміни структури тканин у випадках ГК, що відкриває нові горизонти діагностики для судово-медичної практики [29, 132-143].

Актуальність цієї теми зумовлена недостатньою точністю традиційних методів оцінки ОК, відсутністю універсальних об'єктивних критеріїв і необхідністю вдосконалення існуючих діагностичних алгоритмів. Оцінка ОК зазвичай базується на візуальному огляді тіла померлого, визначенні маси просочених кров'ю матеріалів, даних біохімічного аналізу або гістологічному дослідженні. Проте всі ці підходи мають істотні обмеження [11-14]. У такому контексті метол Мюллер-матричної диференційної томографії € перспективним напрямом, що дозволяє виявити характерні зміни оптичної анізотропії тканин, що зумовлені ГК. Це може забезпечити високу точність, об'єктивність і відтворюваність результатів, що є надзвичайно цінним у судово-медичній практиці.

Попри беззаперечну важливість встановлення ОК, судово-медична практика часто постає перед труднощами в реалізації цього завдання. На нашу думку, це зумовлено низкою факторів: відсутність універсальних кількісних критеріїв для оцінки ОК; постмортальні зміни, що маскують або нівелюють характерні морфологічні ознаки; наявність внутрішньої кровотечі, що не завжди може бути виявлена макроскопічно; велика варіабельність індивідуальних фізіологічних показників, зокрема ОЦК; недосконалість класичних методів в умовах постмортального аналізу [1, 7, 15, 42, 208, 209].

На практиці часто використовуються орієнтовні підходи: наприклад, вважається, що крововтрата в об'ємі понад 40 % ЗОК є летальною, проте встановити ці 40 % постфактум надзвичайно складно [1, 208].

У процесі визначення ОК в померлих судово-медичні експерти

застосовують різноманітні підходи, кожен з яких має свої особливості, обмеження та практичне значення. Одним з найпоширеніших способів є візуальна оцінка ОК [210]. Цей метод ґрунтується на суб'єктивному сприйнятті лікаря щодо кількості крові, що була виявлена в ложі трупа, на навколишніх поверхнях, одязі тощо. Оцінка зазвичай базується на порівнянні площі сліду крові на поверхні з типовими об'ємами (наприклад, калюжа крові діаметром 30 см орієнтовно відповідає 500 мл). Хоча цей метод є доступним і не вимагає додаткового обладнання, він надзвичайно суб'єктивний, має велику варіабельність результатів і не дозволяє врахувати внутрішню крововтрату або змішування крові з іншими рідинами [211, 212]. Крім того, на точність оцінки можуть впливати умови освітлення, колір поверхні, тип одягу чи матеріалу, що ввібрав у себе кров [213]. У порівнянні цим підходом, метод Мюллер-матричної поляриметрії забезпечує 3 об'єктивні кількісні дані, незалежні від суб'єктивних вражень експерта, що робить його значно надійнішим у судово-медичній практиці [214-217].

Іншою традиційною методикою є гравіметричний аналіз, що передбачає зважування предметів або матеріалів, що всотали кров (наприклад, бинтів, марлевих серветок, одягу), до та після контакту з рідиною. Різниця у вазі використовується для розрахунку приблизного ОК [213]. Цей підхід дозволяє отримати точнішу кількісну оцінку порівняно з візуальною, проте він також має низку суттєвих обмежень. Зокрема, метод не дозволяє оцінити ОК, що залишився в порожнинах тіла чи тканинах, а також не враховує можливе випаровування частини рідини. Крім того, він має низьку ефективність у випадках змішування крові з іншими рідинами або речовинами. Тоді як гравіметрія забезпечує певний рівень об'єктивності, поляриметричний метод дозволяє отримати значно ширшу інформацію – не лише про кількість, а й про морфологічні зміни в структурі тканин, що виникають внаслідок ГК, що є надзвичайно важливим у посмертній експертизі тіла людини [208, 213].

Важливу роль в оцінці крововтрати також відіграють лабораторні показники, зокрема, рівень гемоглобіну, гематокриту, лактату й інших

біохімічних маркерів [218]. Ці дані активно застосовуються в клінічній медицині, особливо в пацієнтів, які перебувають у стані шоку чи тяжкої травми [66-73, 218]. Проте в судово-медичному контексті їх використання біохімічні алже показники обмежене. можуть змінюватися через постмортальні процеси, як-от аутоліз або гнильні зміни, а також потребують ретельного забору біоматеріалу в ранні терміни після смерті та наявності відповідного лабораторного обладнання [121, 219-221]. Водночас метод багатопараметричної Мюллер-матричної томографії не залежить віл концентрацій розчинених компонентів крові чи тканин і дозволяє оцінювати структурні зміни в тканинах навіть через тривалий час після настання смерті. Це суттєво розширює часові межі застосування такого підходу [167].

До методів з високим рівнем точності визначення ОК належать радіонуклідні методики, що використовують ізотопи для встановлення ОЦК або ОК. Вони активно застосовуються в клінічних дослідженнях, а також у хірургії й інтенсивній терапії. Проте в судово-медичній практиці такі підходи мають низьку доступність через свою вартість, складність виконання, потребу в спеціалізованому обладнанні та персоналі [222]. Крім того, постмортальне застосування радіоізотопів є практично неможливим. На відміну від цього, лазерна поляриметрія є технологічно простішою, безпечною, не потребує використання радіоактивних речовин і може бути реалізована в умовах стандартної судово-медичної лабораторії.

Ще одним напрямом є електроімпедансна томографія – метод, що грунтується на вимірюванні змін електричного опору тканин. У разі крововтрати ці зміни можуть відображати динаміку розподілу рідини в організмі. Втім, метод складний у застосуванні, вимагає наявності живої реакції тканин та практично не застосовується в посмертній діагностиці [223-231]. У цьому контексті метод Мюллер-матричної томографії має незаперечні переваги, адже він адаптований саме для роботи з біологічними об'єктами після смерті та дозволяє фіксувати навіть незначні зміни в структурі тканин, зумовлені процесами крововтрати.

Отже, аналіз існуючих методів оцінки крововтрати свідчить, що кожен з них має свої сильні та слабкі сторони, але жоден не є універсальним (табл. 1). Запропонований підхід з використанням багатоканальної Мюллерматричної томографії дозволяє поєднати високу чутливість, простоту використання, а також можливість оцінки як зовнішньої, так і внутрішньої крововтрати на основі аналізу мікроструктури тканин [185-188, 232].

Таблиця 1

Порівняння методів визначення об'єму крововтрати в судово-медичній практиці з урахуванням точності, об'єктивності, доступності, вартості, технічного оснащення та часу виконання

Мотол	Tourier	Об'єкт	Доступ	Dontion	Потреба в	Час
меюд	ТОЧНІСТЬ	ивність	ність	Бартість	обладнанні	виконання
Візуальна	Низька	Низгия	Висока	Низька	Міцімальца	Шрипкий
оцінка	(суб'єктивна)	ТИЗЫКА	DHCORd	Тизыка	1vIIIIIiidJibiid	швидкии
	Середня					
Гравіметрич	(залежить від	Серед	Серед	Uupi vo	Doru	Соронній
ний метод	повноти збору	ня	НЯ	ПИЗЬКА	Dal n	Середни
	матеріалу)					
Пабораториј	Середня (може	Серец				Затримиа в
методи	змінюватися	Серед	Висока	Середня	Лабораторія	
мстоди	після смерті)	ня				ОЦІНЦІ
Роліонислінні	Висока (проте				Гама-	
і адіонуклідні	рідко	Висока	Низька	Висока	камера,	Повільний
мстоди	застосовується)				радіоізотопи	
Поляризаційна						
мікроскопія	Ducora (86		Сород		Порориций	
(Мюллер-	Dисока (80-	Висока	Серед	Середня	лазернии	Швидкий
матрична	7 4 70 <i>j</i>		КН		поляриметр	
томографія)						

На відміну від інших методів, ця техніка забезпечує кількісну оцінку на основі точного аналізу статистичних параметрів розподілу оптичних властивостей (середнє значення, дисперсія, асиметрія, ексцес), що надає змогу оцінити ОК навіть на пізніх етапах після смерті (в межах до 72 годин). Ба більше, метод дозволяє працювати з будь-якими БТ та рідинами тіла померлого, що суттєво розширює його діагностичні можливості [170, 171].

Останні десятиліття характеризуються активним впровадженням лазерних поляризаційних технологій у галузь судово-медичної експертизи. Це пов'язано з тим, що поляризаційні властивості світла, зокрема його взаємодія з БТ, надзвичайно чутливо реагують на мікроструктурні зміни в тканинах, що відбуваються внаслідок патологічних чи посмертних процесів.

Так, у працях В.Т. Бачинського, О.Я. Ванчуляка, О.В. Павлюковича, Ю.В. Саркісової [16-27] описані численні експериментальні моделі, що демонструють ефективність використання лазерних поляризаційних методів для потреб судово-медичної експертизи, зокрема встановлення давності настання смерті, часу формування гематом, верифікації прижиттєвості утворення тілесних ушкоджень. Наукові роботи демонструють, що методи поляризаційної візуалізації можуть бути адаптовані до дослідження посмертних змін не лише в БТ, а й у рідинах організму – крові, лікворі, перикардіальній рідині. Завдяки цим методикам вченим вдалося досягти високої точності порівняно з традиційними методами, що зазвичай застосовуються в практичній судово-медичній діяльності [129, 130, 170, 178].

Методика Мюллер-матричної поляризаційної мікроскопії, використана в нашому дослідженні, належить до сучасних напрямів біофотоніки, що базуються на взаємодії поляризованого світла з оптично анізотропними структурами БТ. Цей підхід забезпечує високоточне картографування змін мікроструктури тканин і рідин, які не можна виявити стандартними морфологічними методами [157, 173, 232].

Принципова сутність методу полягає у формуванні повної матриці Мюллера, що описує зміну стану поляризації світла після проходження крізь досліджуваний об'єкт. Вона складається з 16 елементів і містить інформацію про поглинання, розсіяння, двопроменезаломлення (ЛД та ЦД), дихроїзм (ЛДХ та ЦДХ), деполяризацію – всі ці параметри тісно пов'язані зі структурною організацією БТ [190, 194, 196].

У дослідженні використовується лазерне джерело когерентного світла, що проходить через поляризаційний фільтр і фазову пластинку, формуючи циркулярно або лінійно поляризоване випромінювання. Це світло взаємодіє з БТ (гістологічний зріз тканини або ППК), після чого змінений стан поляризації реєструється цифровою камерою через систему поляризаційного аналізу (вимірювання з різними азимутами, правою та лівою циркулярними компонентами).

Отримані зображення піддаються алгоритмічній обробці: за допомогою статистичних моделей розраховуються мапи розподілу оптичних параметрів, як-от ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ, та їхні статистичні характеристики: середнє (SM₁), дисперсія (SM₂), асиметрія (SM₃), ексцес (SM₄). Саме ці параметри дозволяють диференціювати ступінь крововтрати в досліджуваних зразках, оскільки зміна структури тканин (наприклад, деградація фібрилярних білків або зменшення формених елементів крові) безпосередньо впливає на анізотропні властивості матеріалу [233, 234].

За допомогою багатоканальної диференційної Мюллер-матричної поляриметрії нами були вперше отримані достовірні цифрові дані щодо змін величин ЛД, ЦД, ЛДХ, ЦДХ, а також відповідних статистичних моментів 1-4-го порядків, що характеризують топографічні мапи оптичних властивостей БТ і ППК померлих з різними ОК.

Згідно з отриманими результатами, була встановлена чітка кореляція між ОК та змінами статистичних параметрів: зменшення середнього значення та дисперсії, а також зростання асиметрії й ексцесу. Це дозволяє з високою точністю (від 84 % до 92 % у діапазоні 0-2000 мм³) визначати ОК у померлих, що є значним досягненням для судово-медичної практики. Найвищу діагностичну інформативність показали гістологічні зрізи шкіри, мозку та нирок, а також ППК, в яких найбільші зміни спостерігалися при ОК понад 1000 мм³ [195, 196].

Порівняно з роботами інших науковців, наше дослідження вперше продемонструвало можливість кількісної оцінки об'єму втраченої крові, що підтверджує перспективність застосування поляриметричних методик.

Крім точності, метод поляризаційної мікроскопії має ще одну важливу перевагу – це універсальність. Він може бути застосований для аналізу різних типів тканин незалежно від їхньої локалізації, що розширює його використання у випадках комплексних травм чи множинних ушкоджень. До того ж метод дозволяє працювати з архівними препаратами, що є важливою перевагою для ретроспективних досліджень.

Отже, можна зробити висновок, що поляриметричні методи, зокрема багатопараметрична Мюллер-матрична томографія, відкривають нові можливості для об'єктивної судово-медичної оцінки стану тканин у випадках ГК та можуть бути включеними до алгоритмів судово-медичного обстеження тіл померлих у випадках підозри на смерть від втрати крові. Запропонований підхід є перспективним як для щоденної експертної практики, так і для подальшого розвитку фундаментальних досліджень у галузі судової медицини та біофізичної діагностики.

ВИСНОВКИ

1. Розроблено новітні судово-медичні критерії крововтрати шляхом використання фізичних та морфогістологічних методів досліджень крові та тканин людини.

2. Представлена й охарактеризована аналітична модель уявлення процесів формування оптично-анізотропними фібрилярними та паренхіматозними структурами біологічних препаратів тканин органів і полікристалічних плівок крові набору відповідних топографічних мап величин лінійного, циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму зрізів біологічних тканин і полікристалічних плівок крові померлих з різним рівнем крововтрати. Розроблені й охарактеризовані структурно-логічні елементи аналітичного алгоритму визначення об'єму крововтрати померлих на основі моніторингу зміни статистичної координатної структури набору величин лінійного, циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму біологічних препаратів тканин органів і крові померлих.

3. Встановлено високий діагностичний потенціал методу багатоканальної диференційної Мюллер-матричної томографії у визначенні об'єму крововтрати за допомогою аналізу лінійного та циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму біологічних тканин і крові. Метод виявив чутливість до змін об'єму крововтрати у наступних діапазонах:

- для лінійного двопроменезаломлення: ∆V = 0÷1000 мм³, з точністю 86–92 %;
- для циркулярного двопроменезаломлення: ΔV = 0÷1500 мм³, з точністю 86–92 %;
- для лінійного дихроїзму: $\Delta V = 0 \div 2000 \text{ мм}^3$, з точністю 86–92 %;
- для циркулярного дихроїзму: $\Delta V = 0 \div 2500 \text{ мм}^3$, з точністю 86–92%

4. Показано, що максимальна інформативність досягається при оцінці наступних статистичних параметрів та біологічних тканин:

 •для лінійного двопроменезаломлення: гістологічні зрізи нирки – SM₃↔88-90%; полікристалічні плівки крові – SM₂↔88-90%;

- •для циркулярного двопроменезаломлення: гістологічні зрізи нирки SM₄↔86-92%; полікристалічні плівки крові SM₂↔90-92%;
- •для лінійного дихроїзму: гістологічні зрізи прямого м'язу живота SM₁↔90-94%; гістологічні зрізи селезінки – SM₂↔88-92%; гістологічні зрізи нирки – SM₂↔92-94%; полікристалічні плівки крові – SM₄↔90-94%;
- •для циркулярного дихроїзму: гістологічні зрізи прямого м'язу живота SM₄↔94-96%; гістологічні зрізи головного мозку – SM₄↔88-92%; гістологічні зрізи селезінки – SM₃↔90-96%; гістологічні зрізи нирки – SM₂↔92-96%, SM₄↔90-94%; полікристалічні плівки крові – SM₂↔90-94%; SM₃↔90-94%.

5. Розроблені та впроваджені до використання в судово-медичній практиці критерії високоточного визначення об'єму крововтрати шляхом застосування методу статистичного аналізу диференційних Мюллерматричних мап фазової й амплітудної анізотропії полікристалічної складової зрізів прямого м'яза живота, головного мозку, шкіри, нирки, селезінки та полікристалічних плівок крові людини.

ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

Для встановлення об'єму крововтрати запропонована наступна послідовність експериментальних і аналітичних дій.

1. При проведенні експертизи трупа відібрати зразки біологічних тканин (прямий м'яз живота, головний мозок, шкіра, селезінка, нирка, кров).

2. Для подальшого дослідження на мікротомі з швидким заморожуванням виготовлялися нативні гістологічні зрізи біологічних тканин.

3. Краплі крові нанести на оптично однорідну скляну підкладку та просушити.

4. Біологічні препарати розмістити в схемі Мюллер-матричного томографа (розділ 2), здійснити процес вимірювання мап лінійного і циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму.

5. Рекомендуємо проводити реєстрацію за допомогою ССД-камери.

6. За допомогою комп'ютера в рамках програми MATLAB обчислити статистичні моменти (див. розділ 2), що характеризують координатні розподіли величин лінійного, циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму.

7. Для кожного з розподілів інформаційних параметрів *Q* мап оптичної анізотропії біологічних препаратів, які відповідають певному об'єму крововтрати (у діапазоні від 0 мм³ до 2500 мм³), обчислити набір статистичних моментів 1 – 4-го порядків SM_{i=1;2;3;4} (експериментальні дані).

8. Для сукупності гістологічних зрізів кожної біологічної фібрилярної та паренхіматозної тканини і плівки крові побудувати серію номограм – залежностей величини статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4} від об'єму крововтрати *ΔV* померлих.

9. Одержані залежності для кожного статистичного моменту $SM_{i=1;2;3;4}$ апроксимувати методом найменших квадратів і знайти відповідні апроксимуючі криві $\phi(\theta)$.

10. Проаналізувати одержані криві $\Phi(\Theta)$ та визначити наявність лінійних ($\Theta_i = const$) ділянок і кути їх нахилу Θ_i .

11. Одержані значення порівняти з лабораторно визначеними номограмами зміни величин статистичних моментів SM_{i=1;2;3;4} (див. табл. у розділах 3-6).

12. Шляхом використання наступного аналітичного алгоритму обчислити об'єм крововтрати V^* , mm^3 та похибку його визначення ΔV , mm^3

$$V_{x} = \left(SM_{*}^{i}(V_{*}) - SM_{1}^{i}(V_{1}) \right) \times \left(\binom{(V_{2} - V_{1})}{\left(SM_{2}^{i}(V_{2}) - SM_{1}^{i}(V_{1}) \right)} \right)$$

Тут:

SMⁱ – один з набору статистичних параметрів;

 $\Delta V = (V_2 - V_1)$ – діагностично-актуальний діапазон зміни об'єму крововтрати *V*; SM_*^i – значення статистичного параметру зображення *Q* гістологічного зрізу тканини або плівки крові померлого з невідомим об'ємом крововтрати; *V*_{*} - питоме значення крововтрати.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Potente S, Ramsthaler F, Kettner M, Sauer P, Schmidt P. Relative blood loss in forensic medicine-do we need a change in doctrine? Int J Legal Med. 2020 May;134(3):1123-31. doi: 10.1007/s00414-020-02260-w.

2. Smith FR, Nicloux C, Brutin D. A new forensic tool to date human blood pools. Sci Rep. 2020 May 25;10(1):8598. doi: 10.1038/s41598-020-65465-4.

3. ATLS Subcommittee; American College of Surgeons' Committee on Trauma; International ATLS working group. Advanced trauma life support (ATLS®): the ninth edition. J Trauma Acute Care Surg. 2013 May;74(5):1363-6. doi: 10.1097/TA.0b013e31828b82f5.

4. Aghayev E, Sonnenschein M, Jackowski C, Thali M, Buck U, Yen K, et al. Postmortem radiology of fatal hemorrhage: measurements of cross-sectional areas of major blood vessels and volumes of aorta and spleen on MDCT and volumes of heart chambers on MRI. AJR Am J Roentgenol. 2006 Jul;187(1):209-15. doi: 10.2214/AJR.05.0222.

5. Palmiere C, Binaghi S, Doenz F, Bize P, Chevallier C, Mangin P, et al. Detection of hemorrhage source: the diagnostic value of post-mortem CT-angiography. Forensic Sci Int. 2012 Oct 10;222(1-3):33-9. doi: 10.1016/j.forsciint.2012.04.031.

6. Arai A, Shiotani S, Yamazaki K, Nagata C, Kikuchi K, Suzuki M, et al. Postmortem computed tomographic (PMCT) and postmortem magnetic resonance imaging (PMMRI) demonstration of fatal massive retroperitoneal hemorrhage caused by abdominal aortic aneurysm (AAA) rupture. Radiat Med. 2006 Feb;24(2):147-9. doi: 10.1007/BF02493283.

7. Яланська ЛО. Розробка методів визначення об'єму крововтрати при проведенні судово-медичних експертиз. Вісн. проблем біології і медицини. 2002;(2):93-7.

Brinkmann B, Madea B, herausgeberen. Handbuch gerichtliche Medizin.
 Bd. 1. Berlin: Springer; 2003. 1343 s.

9. Madea B, herausgeber. Rechtsmedizin: befunderhebung, rekonstruktion, begutachtung. 4. Auflage. Berlin: Springer; 2023. XXIX, 1226 s.

10. Penning R, herausgeber. Rechtsmedizin systematisch. 2. Auflage. Bremen: UNI-MED; 2005. 320 s.

 Schmidt MK. Tod durch Verbluten – unter besonderer Berücksichtigung ungewöhnlicher Todesfälle [dissertation]. [Hamburg]: Institut für Rechtsmedizin;
 2010. 112 s.

12. Eipe N, Ponniah M. Perioperative blood loss assessment – how accurate? Indian J Anaesth. 2006;50(1):35-8.

13. Seo SH, Batterman S. Estimating blood volume on dried blood spots. Forensic Chem. 2024 Mar;37:100552. doi: 10.1016/j.forc.2024.100552.

14. Rohrig B. The forensics of blood. Chemmatters [Internet]. 2008 Feb [cited
2025 Mar 18]. Available from: <u>https://teachchemistry.org/chemmatters/february-</u>
2008/the-forensics-of-blood

15. Cheng L, Bostwick DG, editors. Essentials of anatomic pathology. Totowa: Humana; 2002. 525 p.

16. Vanchuliak O, Bachinskiy V, Ushenko A. The method of spectrally selective laser Mueller matrix polarimetry for verification of acute coronary insufficiency. In: Hajek P, Sahota T, Jones MA, editors. CBU International Conference Proceedings 2016 Innovations in Science and Education; 2016 Mar 23-25; Prague, Czech Republic. Vol. 4. Prague; 2016. p. 706-10.

17. Bachynskiy VT, Boychuk TM, Vanchuliak OYa, Ushenko OG. Lazerpolarimetric methods of investigation of biological tissues in forensic medicine – perspectives, realities and the future. Клін. та експерим. патологія. 2014;13(3):13-22. doi: 10.24061/1727-4338.XIII.3.49.2014.3.

18. Павлюкович ОВ, Бачинський ВТ, Мішалов ВД, Ванчуляк ОЯ. Дослідження статистичної структури деполяризації лазерного випромінювання тканиною печінки для диференціації настання смерті в результаті механічної асфіксії або крововтрати. Укр. мед. альманах. 2010;13(1):101-3. 19. Ванчуляк ОЯ. Можливості використання фрактального аналізу лазерних зображень міокарда для діагностики гострої коронарної недостатності. Клін. та експерим. патологія. 2011;10(2 Ч 1):9-12.

20. Павлюкович ОВ. Визначення давності настання смерті при деяких видах механічної асфіксії та масивній крововтраті методами лазерної поляриметрії [автореферат]. [Київ]: Нац. мед. акад. післядиплом. освіти ім. П.Л. Шупика; 2011. 20 с.

21. Бачинський ВТ, Ванчуляк ОЯ, Гараздюк МС, Гараздюк ОІ, Паливода ОГ. Актуальність дослідження ліквору в судово-медичній практиці. Суд.-мед. експертиза. 2015;(2):28-35.

22. Garazdiuk M, Bachynskiy V, Vanchuliak O, Garazdiuk O, Sarkisova Yu. Comparative analysis of laser polarimetry methods of polycrystalline films of cerebrospinal fluid for post-mortem interval estimation. In: Hajek P, Vit O, editors. CBU International Conference Proceedings 2019 Innovations in Science and Education; 2019 Mar 20-22; Prague, Czech Republic. Vol. 7. Prague; 2019. p. 724-8.

23. Bachynskyi VT, Garazdiuk M, Vanchuliak O, Bezhenar I, Garazdiuk O. Post mortem interval estimation: features of cerebrospinal fluid films autofluorescent laser polarimetry. Fol Soc Med Leg Slov. 2016;6(2):67-72.

24. Бачинський ВТ, Саркісова ЮВ. Можливості діагностики давності настання смерті шляхом визначення кількості К+ та Na+ у склистому тілі ока людини. Буков. мед. вісн. 2020;24(2):3-8. doi: 10.24061/2413-0737.XXIV.2.94.2020.35.

25. Саркісова ЮВ, Бачинський ВТ, Ушенко ОГ, Мельник ММ. Поляризаційна мікроскопічна томографія полікристалічної структури препаратів склоподібного тіла у діагностиці давності настання смерті. Сучас. мед. технології. 2019;4:54-61. doi: 10.34287/MMT.4(43).2019.10.

26. Bachinskyi VT, Sarkisova YuV, Vanchuliak OYa, Garazdiuk MS, Palyvoda OG. Post-mortem interval estimation by changes in the optical density of the vitreous humour. Fol Soc Med Leg Slov. 2019;9(1):66-9.

27. Sarkisova YV, Bachynskiy VT, Garazdiuk OI, Garazdiuk IV, Teleki IM. Postmortem interval estimation by the method of wavelet analysis of stokes-polarimetric mapping data of human vitreous body layers. Wiad Lek. 2021;74(9 Cz 1):2118-22.

28. Мішалов ВД, Тагаєв ММ, Бачинський ВТ, Войченко ВВ, Хижняк ВВ, Дунаєв ОВ, та ін. Судово-медичний опис тілесних ушкоджень, термінів давності їх утворення і загоєння: навч. посіб. Чернівці: Місто; 2019. 159 с.

Ушенко ОГ, Бачинський ВТ, редактори. Основи лазерної поляриметрії.
Ч. 2, Патоморфологічні зміни біологічних тканин людини. Чернівці; 2010.
372 с.

30. Ushenko YuA, Syvokorovska AV, Gorsky MP, Tomka YuA, Sokolnuik SO, Bakun O, et al. System of 3D Mueller-matrix reconstruction of fibrillar networks of biological tissues of various morphological structure and physiological state. Proc SPIE. 2018;10728:107280R.

31. Ushenko AG, Dubolazov AV, Ushenko VA, Ushenko YuA, Sakhnovskiy MYu, Balazyuk VN, et al. Polarization-correlation optical microscopy of anisotropic biological layers. Proc SPIE. 2016;9971:99712C.

32. Ushenko YuO, Dubolazov OV, Ushenko VO, Zhytaryuk VG, Prydiy OG; Pavlyukovich N, et al. Statistical analysis of polarization interference images of biological fluids polycrystalline films in the tasks of optical anisotropy weak changes differentiation. Proc SPIE. 2018;10612:106121Q.

33. Ushenko YA, Boychuk TM, Bachynsky VT, Mincer OP. Diagnostics of structure and physiological state of birefringent biological tissues: statistical, correlation and topological approaches. In: Tuchin VV, editor. Handbook of coherent-domain optical methods: biomedical diagnostics, environmental monitoring, and materials science. 2nd ed. New York: Springer; 2013. p. 107-48.

34. Давиденко IC, Герасименко OI, Полянський IЮ, Сулоєв КМ. Патофізіологічні та патоморфологічні аспекти геморагічного шоку як основного ускладнення гострої крововтрати. Суд.-мед. експертиза. 2020;(2):3-7.

35. Bjerkvig CK, Strandenes G, Eliassen HS, Spinella PC, Fosse TK, Cap AP, et al. "Blood failure" time to view blood as an organ: how oxygen debt contributes to blood failure and its implications for remote damage control resuscitation. Transfusion. 2016 Apr;56 Suppl 2:S182-9. doi: 10.1111/trf.13500.

36. Schorn MN. Measurement of blood loss: review of the literature. J
Midwifery Womens Health. 2010 Jan-Feb;55(1):20-7. doi: 10.1016/j.jmwh.2009.02.014.

37. Jaramillo S, Montane-Muntane M, Gambus PL, Capitan D, Navarro-Ripoll R, Blasi A. Perioperative blood loss: estimation of blood volume loss or haemoglobin mass loss? Blood Transfus. 2020 Jan;18(1):20-9. doi: 10.2450/2019.0204-19.

38. Jia ZS, Xie HX, Yang J, Liu XM, Sun ZQ, Li J, et al. Total blood volume of Asian patients undergoing cardiac surgery is far from that predicted by conventional methods. J Cardiovasc Surg (Torino). 2013 Jun;54(3):423-30.

39. Belousov A, Malygon E, Yavorskiy V. Calculating the true volume of blood loss. J Anesth Clin Res. 2017;8(11):1000787.

40. Goodnough LT, Panigrahi AK. Estimating blood loss. Anesth Analg. 2017 Jul;125(1):13-4. doi: 10.1213/ANE.00000000002121.

41. Seifried E, Klueter H, Weidmann C, Staudenmaier T, Schrezenmeier H, Henschler R, et al. How much blood is needed? Vox Sang. 2011 Jan;100(1):10-21. doi: 10.1111/j.1423-0410.2010.01446.x.

42. Rothermel LD, Lipman JM. Estimation of blood loss is inaccurate and unreliable. Surgery. 2016 Oct;160(4):946-53. doi: 10.1016/j.surg.2016.06.006.

43. Lemmens HJ, Bernstein DP, Brodsky JB. Estimating blood volume in obese and morbidly obese patients. Obes Surg. 2006 Jun;16(6):773-6. doi: 10.1381/096089206777346673.

44. Friesen JH. Lean-scaled weight can be used to estimate blood volume for obese patients. Can J Anaesth. 2014 Nov;61(11):1059-60. doi: 10.1007/s12630-014-0218-6.

45. Palazzo M. Circulating volume and clinical assessment of the circulation. Br

J Anaesth. 2001 Jun;86(6):743-6. doi: 10.1093/bja/86.6.743.

46. Jones JG, Wardrop CA. Measurement of blood volume in surgical and intensive care practice. Br J Anaesth. 2000 Feb;84(2):226-35. doi: 10.1093/oxfordjournals.bja.a013407.

47. Stephan F, Flahault A, Dieudonne N, Hollande J, Paillard F, Bonnet F. Clinical evaluation of circulating blood volume in critically ill patients – contribution of a clinical scoring system. Br J Anaesth. 2001 Jun;86(6):754-62. doi: 10.1093/bja/86.6.754.

48. Convertino VA, Ludwig DA. Validity of VO(2 max) in predicting blood volume: implications for the effect of fitness on aging. Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol. 2000 Sep;279(3):R1068-75. doi: 10.1152/ajpregu.2000.279.3.R1068.

49. Peeters A, Barendregt JJ, Willekens F, Mackenbach JP, Al Mamun A, Bonneux L. Obesity in adulthood and its consequences for life expectancy: a life-table analysis. Ann Intern Med. 2003 Jan 7;138(1):24-32. doi: 10.7326/0003-4819-138-1-200301070-00008.

50. Gore CJ, Hopkins WG, Burge CM. Errors of measurement for blood volume parameters: a meta-analysis. J Appl Physiol (1985). 2005 Nov;99(5):1745-58. doi: 10.1152/japplphysiol.00505.2005.

51. Schuster-Bruce MJ. Measurement of blood volume. Br J Anaesth. 2000 Aug;85(2):330-1.

52. Gutierrez G, Reines HD, Wulf-Gutierrez ME. Clinical review: hemorrhagic shock. Crit Care. 2004 Oct;8(5):373-81. doi: 10.1186/cc2851.

53. Sharma R, Sharma S. Physiology, blood volume. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan [cited 2025 Mar 18]. Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK526077/

54. Bejder J, Andersen AB, Goetze JP, Aachmann-Andersen NJ, Nordsborg NB. Plasma volume reduction and hematological fluctuations in high-level athletes after an increased training load. Scand J Med Sci Sports. 2017 Dec;27(12):1605-15. doi: 10.1111/sms.12825.

55. Manzone TA, Dam HQ, Soltis D, Sagar VV. Blood volume analysis: a new technique and new clinical interest reinvigorate a classic study. J Nucl Med Technol. 2007 Jun;35(2):55-63. doi: 10.2967/jnmt.106.035972.

56. Siebenmann C, Keiser S, Robach P, Lundby C. CORP: The assessment of total hemoglobin mass by carbon monoxide rebreathing. J Appl Physiol (1985). 2017 Sep 1;123(3):645-54. doi: 10.1152/japplphysiol.00185.2017.

57. Biuk-Aghai E, Yamauchi H, Yu M, Ho HC, Chapital A, Takanishi D. Blood volume measurements: impact on fluid management [Internet]. [cited 2025 Mar 18]. Available from: <u>https://www.daxor.com/wp-content/uploads/2014/10/bv-measurements-impact-on-fluid-management_biuk-aghai-et-</u>

al critcaremed 2005.pdf

58. Dasselaar JJ, van der Sande FM, Franssen CF. Critical evaluation of blood volume measurements during hemodialysis. Blood Purif. 2012;33(1-3):177-82. doi: 10.1159/000334142.

59. Yu M, Pei K, Moran S, Edwards KD, Domingo S, Steinemann S, et al. A prospective randomized trial using blood volume analysis in addition to pulmonary artery catheter, compared with pulmonary artery catheter alone, to guide shock resuscitation in critically ill surgical patients. Shock. 2011 Mar;35(3):220-8. doi: 10.1097/SHK.0b013e3181fc9178.

60. Breenfeldt Andersen A, Bonne TC, Hansen J, Oturai P, Lundby C. Validation of a clinically applicable device for fast and accurate quantification of blood volume. J Clin Lab Anal. 2023 May;37(9-10):e24928. doi: 10.1002/jcla.24928.

61. Cosgrove D, Eckersley R, Blomley M, Harvey C. Quantification of blood flow. Eur Radiol. 2001;11(8):1338-44. doi: 10.1007/s003300100985.

62. Kreutziger J, Puchner P, Schmid S, Mayer W, Prossliner H, Lederer W. Accuracy of training blood volume quantification using a visual estimation tool. World J Emerg Med. 2021;12(3):174-8. doi: 10.5847/wjem.j.1920-8642.2021.03.002.

63. Струков АІ, Сєров ВВ. Патологічна анатомія. Пер. з рос. 4-го вид.,

стер. Харків: Факт; 2004. 864 с.

64. Dierauf LA, Gulland FMD. CRC handbook of marine mammal medicine.2nd ed. Boca Raton, FL: CRC Press; 2001. 1063 p.

65. Hooper N, Armstrong TJ. Hemorrhagic shock. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 [cited 2025 Mar 18]. Available from: <u>https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470382/</u>

66. Langeland H, Lyng O, Aadahl P, Skjærvold NK. The coherence of macrocirculation, microcirculation, and tissue metabolic response during nontraumatic hemorrhagic shock in swine. Physiol Rep. 2017 Apr;5(7):e13216. doi: 10.14814/phy2.13216.

67. Hierholzer C, Billiar TR. Molecular mechanisms in the early phase of hemorrhagic shock. Langenbecks Arch Surg. 2001 Jul;386(4):302-8. doi: 10.1007/s004230100242.

68. Andrianova NV, Buyan MI, Brezgunova AA, Cherkesova KS, Zorov DB, Plotnikov EY. Hemorrhagic shock and mitochondria: pathophysiology and therapeutic approaches. Int J Mol Sci. 2025 Feb 21;26(5):1843. doi: 10.3390/ijms26051843.

69. Torres Filho I. Hemorrhagic shock and the microvasculature. Compr Physiol. 2017 Dec 12;8(1):61-101. doi: 10.1002/cphy.c170006.

70. Goering J, Pope MR, Fleming SD. TLR2 regulates complement-mediated inflammation induced by blood loss during hemorrhage. Shock. 2016 Jan;45(1):33-9. doi: 10.1097/SHK.00000000000477.

71. Dubin A, Pozo MO, Ferrara G, Murias G, Martins E, Canullán C, et al. Systemic and microcirculatory responses to progressive hemorrhage. Intensive Care Med. 2009 Mar;35(3):556-64. doi: 10.1007/s00134-008-1385-0.

72. Lomas-Niera JL, Perl M, Chung CS, Ayala A. Shock and hemorrhage: an overview of animal models. Shock. 2005 Dec;24 Suppl 1:33-9. doi: 10.1097/01.shk.0000191411.48719.ab.

73. Gann DS, Drucker WR. Hemorrhagic shock. J Trauma Acute Care Surg.2013 Nov;75(5):888-95. doi: 10.1097/TA.0b013e3182a686ed.
74. Faria I, Thivalapill N, Makin J, Puyana JC, Raykar N. Bleeding, hemorrhagic shock, and the global blood supply. Crit Care Clin. 2022 Oct;38(4):775-93. doi: 10.1016/j.ccc.2022.06.013.

75. Kuo K, Palmer L. Pathophysiology of hemorrhagic shock. J Vet Emerg Crit Care (San Antonio). 2022 Jan;32(S1):22-31. doi: 10.1111/vec.13126.

76. Cannon JW. Hemorrhagic shock. N Engl J Med. 2018 Jan 25;378(4):370-9.doi: 10.1056/NEJMra1705649.

77. Caldwell NW, Suresh M, Garcia-Choudary T, VanFosson CA. CE: traumarelated hemorrhagic shock: a clinical review. Am J Nurs. 2020 Sep;120(9):36-43. doi: 10.1097/01.NAJ.0000697640.04470.21.

78. Marrone M, Bellantuono L, Stellacci A, Misceo F, Silvestre M, Zotti F, et al. Haemorrhage and survival times: medical-legal evaluation of the time of death and relative evidence. Diagnostics (Basel). 2023 Feb 15;13(4):732. doi: 10.3390/diagnostics13040732.

79. Godier A, Susen S. Trauma-induced coagulopathy. Ann Fr Anesth Reanim.2013 Jul-Aug;32(7-8):527-30. doi: 10.1016/j.annfar.2013.07.013.

80. Cohen MJ, Kutcher M, Redick B, Nelson M, Call M, Knudson MM, et al. Clinical and mechanistic drivers of acute traumatic coagulopathy. J Trauma Acute Care Surg. 2013 Jul;75(1 Suppl 1):S40-7. doi: 10.1097/TA.0b013e31828fa43d.

81. Shields DW, Crowley TP. Current concepts, which effect outcome following major hemorrhage. J Emerg Trauma Shock. 2014 Jan;7(1):20-4. doi: 10.4103/0974-2700.125634.

82. Eastridge BJ, Holcomb JB, Shackelford S. Outcomes of traumatic hemorrhagic shock and the epidemiology of preventable death from injury. Transfusion. 2019 Apr;59(S2):1423-8. doi: 10.1111/trf.15161.

83. Copotoiu R, Cinca E, Collange O, Levy F, Mertes PM. [Pathophysiology of hemorragic shock]. Transfus Clin Biol. 2016 Nov;23(4):222-8. French. doi: 10.1016/j.tracli.2016.07.004.

84. Tachon G, Harrois A, Tanaka S, Kato H, Huet O, Pottecher J, et al. Microcirculatory alterations in traumatic hemorrhagic shock. Crit Care Med. 2014

Jun;42(6):1433-41. doi: 10.1097/CCM.00000000000223.

85. Fecher A, Stimpson A, Ferrigno L, Pohlman TH. The pathophysiology and management of hemorrhagic shock in the polytrauma patient. J Clin Med. 2021 Oct 19;10(20):4793. doi: 10.3390/jcm10204793.

86. Kornblith LZ, Moore HB, Cohen MJ. Trauma-induced coagulopathy: The past, present, and future. J Thromb Haemost. 2019 Jun;17(6):852-62. doi: 10.1111/jth.14450.

87. Guven AE, Evangelisti G, Schonnagel L, Zhu J, Amoroso K, Chiapparelli E, et al. Abdominal aortic calcification is an independent predictor of perioperative blood loss in posterior spinal fusion surgery. Eur Spine J. 2024 May;33(5):2049-55. doi: 10.1007/s00586-024-08184-y.

88. Franco L, Becattini C, Beyer-Westendorf J, Vanni S, Nitti C, Re R, et al. Definition of major bleeding: Prognostic classification. J Thromb Haemost. 2020 Nov;18(11):2852-60. doi: 10.1111/jth.15048.

89. Sidlo J, Zummerova A, Sikuta J, Mikulas L, Kuruc R, Moravansky N. The significance of external body examination during crime scene investigation. Rom J Leg Med. 2011;19(4):253-8. doi: 10.4323/rjlm.2011.253.

90. Burton JL, Rutty GN, editors. The hospital autopsy: a manual of fundamental autopsy practice. 3rd ed. London: Hodder Arnold; 2010. viii, 352 p.

91. Singh D, Tiwari RC, Kumar A, Bhute AR, Meshram RP, Dikshit M, et al. A comprehensive review of pathological examination in forensic medicine: past, present, and future. Cureus. 2022 Mar 1;14(3):e22740. doi: 10.7759/cureus.22740.

92. Dettmeyer RB. The role of histopathology in forensic practice: an overview.
Forensic Sci Med Pathol. 2014 Sep;10(3):401-12. doi: 10.1007/s12024-014-95369.

93. Cirielli V, Bortolotti F, Cima L, De Battisti Z, Del Balzo G, De Salvia A, et al. Consultation between forensic and clinical pathologists for histopathology examination after forensic autopsy. Med Sci Law. 2021 Jan;61(1_suppl):25-35. doi: 10.1177/0025802420965763.

94. Shkrum MJ, Ramsay DA. Forensic pathology of trauma: common problems

for the pathologist. Totowa, N.J.: Humana Press; 2007. xiii, 646 p.

95. Taylor JA, Kieser J, editors. Forensic odontology: principles and practice. Chichester, West Sussex, UK: Wiley Blackwell; 2016. 464 p.

96. Orsini F, De Simone S, Cioffi A, Treglia M, Volonnino G, Ghamlouch A, et al. Histopathological insights into pulmonary hemorrhages: enhancing forensic diagnoses. Clin Ter. 2025 Mar-Apr;176(Suppl 1(2)):53-8. doi: 10.7417/CT.2025.5188.

97. Nikolic S, Zivkovic V. Subendocardial hemorrhages in a case of complete avulsion of the heart. Forensic Sci Med Pathol. 2022 Jun;18(2):214-8. doi: 10.1007/s12024-022-00467-4.

98. Inanir NT, Cetin S, Eren F, Eren B. The significance of subendocardial hemorrhages detected in forensic autopsies. Zdrav Vestn. 2015;84(5):352-7.

99. Nikolic S, Zivkovic V. Subendocardial hemorrhages in a case of extrapercardial cardiac tamponade – A possible mechanism of appearance. Srp Arh Celok Lek. 2016 Jul-Aug;144(7-8):440-2.

100. Appleton C, Gillam L, Koulogiannis K. Cardiac tamponade. Cardiol Clin.2017 Nov;35(4):525-37. doi: 10.1016/j.ccl.2017.07.006.

101. Johansson PI, Ostrowski SR, Secher NH. Management of major blood loss: an update. Acta Anaesthesiol Scand. 2010 Oct;54(9):1039-49. doi: 10.1111/j.1399-6576.2010.02265.x.

102. Byard RW, James RA. Forensic issues in cases of fatal hemorrhage from arteriovenous dialysis access sites. Forensic Sci Med Pathol. 2007 Jun;3(2):128-32. doi: 10.1007/s12024-007-0003-8.

103. Palmiere C, Binaghi S, Doenz F, Bize P, Chevallier C, Mangin P, et al. Detection of hemorrhage source: the diagnostic value of post-mortem CT-angiography. Forensic Sci Int. 2012 Oct 10;222(1-3):33-9. doi: 10.1016/j.forsciint.2012.04.031.

104. Galeano RSA, Carmen GM, Paloma RP, Belen TM. Postmortem diagnosis of massive gastrointestinal bleeding. J Clin Pathol Forensic Med. 2021;9(1):9-14. doi: 10.5897/JCPFM2021.0093.

105. Gerdessen L, Meybohm P, Choorapoikayil S, Herrmann E, Taeuber I, Neef V, et al. Comparison of common perioperative blood loss estimation techniques: a systematic review and meta-analysis. J Clin Monit Comput. 2021 Apr;35(2):245-58. doi: 10.1007/s10877-020-00579-8.

106. Thomas S, Ghee L, Sill AM, Patel ST, Kowdley GC, Cunningham SC. Measured versus estimated blood loss: interim analysis of a prospective quality improvement study. Am Surg. 2020 Mar 1;86(3):228-31.

107. Konig G, Waters JH, Hsieh E, Philip B, Ting V, Abbi G, et al. In vitro evaluation of a novel image processing device to estimate surgical blood loss in suction canisters. Anesth Analg. 2018 Feb;126(2):621-8. doi: 10.1213/ANE.0000000002692.

108. Holmgren S, Beer T. Internal blood loss in fatal liver lacerations – determining lethality from relative blood loss. Int J Legal Med. 2025 Jan;139(1):293-302. doi: 10.1007/s00414-024-03323-y.

109. Pletenetska AO, Demchenko IS, Ergard NM. Evaluation of the quality of medical care in cases of death from acute blood loss (according to data of forensic-medical examinations). Med Perspektyvy. 2021;26(2):166-72. doi: 10.26641/2307-0404.2021.2.234730.

110. Peschel O, Kunz SN, Rothschild MA, Mutzel E. Blood stain pattern analysis. Forensic Sci Med Pathol. 2011 Sep;7(3):257-70. doi: 10.1007/s12024-010-9198-1.

111. Brodbeck S. Introduction to bloodstain pattern analysis. SIAK J. 2012;2:51-7. doi: 10.7396/IE_2012_E.

112. Laan N, de Bruin KG, Slenter D, Wilhelm J, Jermy M, Bonn D. Bloodstain Pattern Analysis: implementation of a fluid dynamic model for position determination of victims. Sci Rep. 2015 Jun 22;5:11461. doi: 10.1038/srep11461.

113. Laan N, Bremmer RH, Aalders MC, de Bruin KG. Volume determination of fresh and dried bloodstains by means of optical coherence tomography. J Forensic Sci. 2014 Jan;59(1):34-41. doi: 10.1111/1556-4029.12272.

114. Bartz HF. Estimating orginal bloodstain volume: the development of a new

technique relating volume and surface area [PhD thesis]. [Sudbury, Ontario]: Laurentian University; 2003.

115. Lund SP, Iyer H. Likelihood ratio as weight of forensic evidence: a closer look. J Res Natl Inst Stand Technol. 2017 Oct 12;122:1-32. doi: 10.6028/jres.122.027.

116. Laan N, Smith F, Nicloux C, Brutin D. Morphology of drying blood pools.Forensic Sci Int. 2016 Oct;267:104-9. doi: 10.1016/j.forsciint.2016.08.005.

117. Meilia PDI, Freeman MD, Herkutanto, Zeegers MP. A review of the diversity in taxonomy, definitions, scope, and roles in forensic medicine: implications for evidence-based practice. Forensic Sci Med Pathol. 2018 Dec;14(4):460-8. doi: 10.1007/s12024-018-0031-6.

118. Яланська ЛО. Судово-медична оцінка гострої крововтрати за особливостями кровонаповнення внутрішніх органів [автореферат]. [Київ]: Київ. мед. акад. після диплом. освіти ім. П.Л. Шупика; 2002. 17 с.

119. Jakobsen LS, Jacobsen C, Lynnerup N, Steinmetz J, Banner J. Clinical forensic medicine in Eastern Denmark: Organisation and assessments. Med Sci Law. 2020 Apr;60(2):150-8. doi: 10.1177/0025802419898338.

120. Maeda H, Ishikawa T, Michiue T. Forensic biochemistry for functional investigation of death: concept and practical application. Leg Med (Tokyo). 2011 Mar;13(2):55-67. doi: 10.1016/j.legalmed.2010.12.005.

121. Belsey SL, Flanagan RJ. Postmortem biochemistry: Current applications. J Forensic Leg Med. 2016 Jul;41:49-57. doi: 10.1016/j.jflm.2016.04.011.

122. Chatzaraki V, Thali MJ, Ampanozi G. Diagnostic accuracy of postmortem computed tomography for bleeding source determination in cases with hemoperitoneum. Int J Legal Med. 2021 Mar;135(2):593-603. doi: 10.1007/s00414-020-02472-0.

123. Ampanozi G, Halbheer D, Ebert LC, Thali MJ, Held U. Postmortem imaging findings and cause of death determination compared with autopsy: a systematic review of diagnostic test accuracy and meta-analysis. Int J Legal Med. 2020 Jan;134(1):321-37. doi: 10.1007/s00414-019-02140-y.

124. Suzuki H, Hasegawa I, Hoshino N, Fukunaga T. Two forensic autopsy cases of death due to upper gastrointestinal hemorrhage: a comparison of postmortem computed tomography and autopsy findings. Leg Med (Tokyo). 2015 May;17(3):198-200. doi: 10.1016/j.legalmed.2014.12.010.

125. Sant SP, Fairgrieve SI. Exsanguinated blood volume estimation using fractal analysis of digital images. J Forensic Sci. 2012 May;57(3):610-7. doi: 10.1111/j.1556-4029.2012.02056.x.

126. Jakobsen LS, Jacobsen C, Asmussen IH, Lynnerup N, Banner J. The legal impact of forensic medical life-threatening danger assessment conclusions in cases of violent offense. Forensic Sci Int. 2021 Dec;329:111034. doi: 10.1016/j.forsciint.2021.111034.

127. Павлюкович ОВ. Динаміка зміни ступеня деполяризації лазерного випромінювання різних довжин хвиль, розсіяного тканиною печінки, для визначення причини та давності настання смерті. Клін. та експерим. патологія. 2010;9(1):55-9.

128. Павлюкович ОВ. Методологічний аналіз розвитку науково- практичної проблеми судово-медичної діагностики давності настання смерті при механічній асфіксії та крововтраті. Буков. мед. вісн. 2010;14(2):134-7.

129. Sieryi O, Ushenko Y, Ushenko V, Dubolazov O, Syvokorovskaya AV, Vanchulyak O, et al. Optical anisotropy composition of benign and malignant prostate tissues revealed by Mueller-matrix imaging. Biomed Opt Express. 2022 Oct 25;13(11):6019-34. doi: 10.1364/BOE.464420.

130. Ushenko VO, Vanchuliak O, Sakhnovskiy MYu, Dubolazov OV, Grygoryshyn P, Soltys IV, et al. System of Mueller matrix polarization correlometry of biological polycrystalline layers. Proc SPIE.2017;10352, Biosensing and Nanomedicine X:103520U.doi:<u>10.1117/12.2273789</u>

131. Заболотна HI, Шолота BB, Колівошко AI. Аналіз методів та систем лазерної поляриметрії для відтворення анізотропних параметрів біологічних шарів. Оптико-електрон. інформ.-енергет. технології. 2018;36(2):60-71.

132. Bell S. Forensic science: an introduction to scientific and investigative

techniques. 5th ed. Boca Raton: CRC Press; 2019. 366 p.

133. Peters FT, Wissenbach DK, Busardo FP, Marchei E, Pichini S. Method development in forensic toxicology. Curr Pharm Des. 2017;23(36):5455-67. doi: 10.2174/1381612823666170622113331.

134. Crispino F, Weyermann C, Delemont O, Roux C, Ribaux O. Towards another paradigm for forensic science? WIREs Forensic Sci. 2022 May;4(3):e1441. doi: 10.1002/wfs2.1441.

135. Leitgeb RA, Baumann BG. Multimodal optical medical imaging concepts based on optical coherence tomography. Front Phys. 2018;6:114. doi: 10.3389/fphy.2018.00114.

136. Dobosz M, Kozuchowski M. Overview of the laser-wavelength measurement methods. Opt Lasers Eng. 2017 Nov; 98:107-17. doi: 10.1016/j.optlaseng.2017.06.006.

137. Lisenko S, Kugeiko M, Hotra O, Surtel W. Systems for real-time optical diagnostics of biological objects. Proc SPIE. 2014;9291, 13th International Scientific Conference on Optical Sensors and Electronic Sensors:929109.

138. Ali Z, Mahmood T, Shahzad A, Iqbal M, Ahmad I. Assessment of tissue pathology using optical polarimetry. Lasers Med Sci. 2022 Apr;37(3):1907-19. doi: 10.1007/s10103-021-03450-7.

Павлов СВ, Кожем'яко ВП, Колісник ПФ, Козловська ТІ, Думенко ВП.
 Фізичні основи біомедичної оптики. Вінниця: ВНТУ; 2010. 152 с.

140. Buser A, Baumbach P, von Livonius B. [Basic principles of optics]. Klin Monbl Augenheilkd. 2019 Jan;236(1):97-119. German. doi: 10.1055/a-0770-2413.

141. Guo C, Singh CS, editors. Handbook of laser technology and applications.2nd ed. Vol. 4, Laser applications: medical, metrology and communication. BocaRaton: CRC Press; 2021. 494 p.

142. Putintseva MV, Aksenov ET, Korikov CC, Velichko EN. Non-invasive research of biological objects by the method of laser polarimetry. J Phys Conf Ser. 2018;1124(3):031021. doi: 10.1088/1742-6596/1124/3/031021.

143. Guan C, Zeng N, He H. Review of polarization-based technology for

biomedical applications. J Innov Opt Health Sci.2025;18(02):2430002. doi: 10.1142/S1793545824300027.

144. Tuchin VV. Polarized light interaction with tissues. J Biomed Opt. 2016 Jul 1;21(7):71114. doi: 10.1117/1.JBO.21.7.071114.

145. Koike-Tani M, Tani T, Mehta SB, Verma A, Oldenbourg R. Polarized light microscopy in reproductive and developmental biology. Mol Reprod Dev. 2015 Jul-Aug;82(7-8):548-62. doi: 10.1002/mrd.22221.

146. Ushenko VO, Olar OV, Ushenko YuO, Gorsky MP, Soltys IV. Polarization correlometry of polycrystalline films of human liquids in problems of forensic medicine. Proc SPIE. 2015;9809, Twelfth International Conference on Correlation Optics:98091B.

147. Олар ОВ, Ушенко ВО, Сахновський МЮ, Ушенко ЮО, Дуболазов ОВ, Ушенко ОГ, та ін. Методи і засоби азимутально-інваріантної мюллерматричної поляриметрії оптично-анізотропних біологічних шарів. Біофіз. вісн. 2019;(41):52-62.

148. Angelsky O, Prydij A, Ushenko A, Ushenko Y, Olar O. Laser metrology of statistical and fractal structure of biological tissues polarization images. Proc SPIE. 2007;6616, Optical Measurement Systems for Industrial Inspection V:661641.

149. Ushenko A, Sdobnov A, Dubolazov A, Grytsiuk M, Ushenko Y, Bykov A, et al. Stokes-correlometry analysis of biological tissues with polycrystalline structure. IEEE J Sel Top Quantum Electron. 2019 Jan-Feb;25(1):7101612.

150. Vanchulyak O, Ushenko O, Zhytaryuk V, Dvorjak V, Pavlyukovich O, Dubolazov O, et al. Stokes-correlometry of polycrystalline films of biological fluids in the early diagnostics of system pathologies. Proc SPIE. 2019;11105, Novel Optical Systems, Methods, and Applications XXII:1110519.

151. Bachins'kyi VT, Pavliukovych OV, Vanchuliak OYa, Savka IH. Temporal spectral change of the degree of depolarization of laser radiation scattered by the hepatic tissue to diagnose the prescription of death coming. Буков. мед. вісн. 2010;14(4):119-21.

152. Бачинський ВТ. Матричний метод дослідження біологічних тканин у

діагностиці давності смерті. Наук. вісн. Ужгород. ун-ту. Медицина. 2008;(33):3-10.

153. Беженар I. Судово-медична діагностика зажиттєвих та посмертних ушкоджень шкіри людини шляхом аналізу спектрів потужності інтенсивності її поляризаційних зображень. Укр. суд.-мед. вісн. 2007;(1):25-31.

154. Бойчук ТМ, Ушенко ОГ, Новаковська ОЮ, Григоришин ПМ. Лазерна поляриметрична оцінка структури мережі колагенових фібрил дерми шкіри. Клін. та експерим. патологія. 2013;12(4):38-43.

155. Ушенко ОГ, Бачинський ВТ, редактори. Основи лазерної поляриметрії.Ч. 2, Патоморфологічні зміни біологічних тканин людини. Чернівці: Чернів.нац. ун-т; 2010. 372 с.

156. Vasyuk V, Kalashnikov A, Litvinenko AYu, Mykhaylova AYu, Motrich AV, Olar AV, et al. Method of laser-induced polarization reconstruction of the polycrystalline structure of molecular fluorophores histological sections in histological definition age of damage internal human organs. Proc SPIE. 2021;12126, Fifteenth International Conference on Correlation Optics:1212624.

157. Dubolazov AV, Olar OV, Pidkamin LY, Arkhelyuk AD, Motrich AV, Bachinskiy VT, et al. Differential components of Muller matrix partially depolarizing biological tissues in the diagnosis of pathological and necrotic changes. Proc SPIE. 2019;11087, Biosensing and Nanomedicine XII:1108713.

158. Гараздюк МС, Бачинський ВТ, Гараздюк ОІ, Беженар ІЛ. Діагностика давності настання смерті за азимутом лазерно-індукованої флуоресценції плівок ліквору. Клін. та експерим. патологія. 2017;16(1):57-62.

159. Garazdyuk MS, Bachinskyi VT, Vanchulyak OY, Ushenko AG, Dubolazov OV, Gorsky MP. Polarization-phase images of liquor polycrystalline films in determining time of death. Appl Opt. 2016 Apr 20;55(12):B67-71. doi: 10.1364/AO.55.000B67.

160. Bachinskyi V, Boychuk T, Ushenko A. Laser polarimetry of biological tissues and fluids. LAP Lambert Academic Publishers; 2017. 204 p.

161. Бачинський ВТ, Михайличенко БВ, Мішалов ВД, Ушенко ОГ.

Визначення давності настання смерті та часу утворення гематом методами лазерної спектрофотополяриметрії. Чернівці: Прут; 2011. 325 с.

162. Павлюкович ОВ. Порівняльне дослідження динаміки зміни ступеня деполяризації лазерного випромінювання, розсіяного тканинами міокарда, для визначення причини та давності настання смерті з використанням HE-NE лазера. Одес. мед. журн. 2010;(3):12-6.

163. Ushenko YuA, Sorotchan GV, Pridiy AG, Yermolenko SB. Muellermatrixes tomography of biotissue. Proc SPIE. 2005;5972, Advanced Topics in Optoelectronics, Microelectronics, and Nanotechnologies II:59720T.

164. Ushenko YA. Investigation of formation and interrelations of polarization singular structure and Mueller-matrix images of biological tissues and diagnostics of their cancer changes. J Biomed Opt. 2011 Jun;16(6):066006. doi: 10.1117/1.3585689.

165. Angelsky PO. Fourier phasometry of human effusion polycrystalline networks. Appl Opt. 2012 Apr 1;51(10):C70-6. doi: 10.1364/AO.51.000C70.

166. Ushenko A, Yermolenko S, Prydij A, Guminetsky S, Gruia I, Toma O, et al. Statistical and fractal approaches in laser polarimetry diagnostics of the cancer prostate tissues. Proc SPIE. 2008;7008, Eighth International Conference on Correlation Optics:70082C.

167. Meglinski I, Sdobnov A, Bykov A, Doronin A, Ushenko Y, Dubolazov A, et al. Exploring polycrystalline microstructure of blood films using 3D Mueller matrix imaging (Conference Presentation). Proc SPIE. 2025;PC13311, Optical Biopsy XXIII: Toward Real-Time Spectroscopic Imaging and Diagnosis:PC133110O.

168. Ushenko A, Pavlyukovich N, Khukhlina O, Pavlyukovich O, Gorsky M, Soltys I, et al. Layer-by-layer multifractal scanning of optically anisotropic architectonics of blood plasma films: fundamental and applied aspects. Photonics. 2025;12(3):215. doi: 10.3390/photonics12030215.

169. Borovkova M, Peyvasteh M, Dubolazov O, Ushenko Y, Ushenko V, Bykov A, et al. Complementary analysis of Mueller-matrix images of optically

anisotropic highly scattering biological tissues. J Eur Opt Soc Rapid Publ. 2018;14:20.

170. Vanchulyak O, Ushenko Y, Galochkin O, Sakhnovskiy M, Kovalchuk M, Dovgun A, et al. Azimuthal fractalography of networks of biological crystals. Proc SPIE. 2019;11105, Novel Optical Systems, Methods, and Applications XXII:1110517.

171. Dubolazov OV, Ushenko VO, Trifoniuk L, Ushenko YuO, Zhytaryuk VG, Prydiy OG, et al. Methods and means of 3D diffuse Mueller-matrix tomography of depolarizing optically anisotropic biological layers. Proc SPIE. 2017;10396, Applications of Digital Image Processing XL:103962P.

172. Ushenko YuA, Olar OV, Dubolazov AV, Bodnar OB, Bodnar BM, Pidkamin L, et al. System of differential Mueller-matrix mapping of phase and amplitude anisotropy of depolarizing biological tissues. Proc SPIE. 2018;10752, Applications of Digital Image Processing XLI:107522H.

173. Protsiuk VV, Vasiyk VL, Vasylchishyn YM, Ushenko OG, Shaplavskiy MV, Bodnar OB, et al. Polarization tomography of synovial fluids polycrystalline layers. IFMBE Proceedings. 2020;77, Proceedings of 4th International Conference on Nanotechnologies and Biomedical Engineering; 2019 Sep 18-21; Chisinau, Moldova:497-501.

174. Motrich AV, Ushenko OG. Analytical modeling of polarization transformation of laser radiation of various spectral ranges by birefringent structures. Proc SPIE. 2018;10612, Thirteenth International Conference on Correlation Optics:1061211.

175. Ushenko YuA, Dubolazov AV, Karachevtcev AO, Zabolotna NI. A fractal and statistic analysis of Mueller-matrix images of phase inhomogeneous layers. Proc SPIE. 2011;8134, Optics and Photonics for Information Processing V:81340P.

176. Ushenko YuA, Dubolazov AV, Balanetskaya VO, Karachevtsev AO, Ushenko VA. Wavelet-analysis of polarization maps of human blood plasma. Opt Spectrosc. 2012;113(3):332-43. doi: 10.1134/S0030400X12070260.

177. Ushenko VA, Sdobnov AYu, Mishalov WD, Dubolazov AV, Olar OV, Bachinskyi VT, et al. Biomedical applications of jones-matrix tomography to polycrystalline films of biological fluids. J Innov Opt Health Sci. 2019;12(6):1950017.

178. Borovkova M, Trifonyuk L, Ushenko V, Dubolazov O, Vanchulyak O, Bodnar G, et al. Mueller-matrix-based polarization imaging and quantitative assessment of optically anisotropic polycrystalline networks. PLoS One. 2019 May 16;14(5):e0214494. doi: 10.1371/journal.pone.0214494.

179. Ushenko YuA, Bakun O, Martseniak IV, Tsyhykalo O, Dubolazov AV, Pidkamin LY, et al. Polarizarion reconstruction of polycrystalline structure of biological liquid films. Proc SPIE. 2018;10977, Advanced Topics in Optoelectronics, Microelectronics, and Nanotechnologies IX:109773R.

180. Ushenko O, Zhytaryuk V, Dvorjak V, Martsenyak IV, Dubolazov O, Bodnar BG, et al. Multifunctional polarization mapping system of networks of biological crystals in the diagnostics of pathological and necrotic changes of human organs. Proc SPIE. 2019;11087, Biosensing and Nanomedicine XII:110870S.

181. Dubolazov OV, Olar OV, Pidkamin LY, Arkhelyuk AD, Motrich AV, Petrochak O, et al. Methods and systems of diffuse tomography of optical anisotropy of biological layers. Proc SPIE. 2019;11087, Biosensing and Nanomedicine XII:110870P.

182. Tomka Y, Gorsky M, Soltys I, Talakh M, Drin Y, Yatsko O, et al. Spectral and selective laser autofluorescent microscopy of blood films. Proc SPIE. 2019;11105, Novel Optical Systems, Methods, and Applications XXII:1110515.

183. Grytsyuk M, Tomka Yu, Gorsky M, Soltys I, Talakh M, Drin Ya, et al. Muller-matrix invariants of linear and circular birefringence of polycrystalline films of biological liquids pathologically and necrotic changed human bodies. Proc SPIE. 2019;11087, Biosensing and Nanomedicine XII:110870N.

184. Trifonyuk L, Sdobnov A, Baranowski W, Ushenko V, Olar O, Dubolazov A, et al. Differential Mueller matrix imaging of partially depolarizing optically

anisotropic biological tissues. Lasers Med Sci. 2020 Jun;35(4):877-91. doi: 10.1007/s10103-019-02878-2.

185. Meglinski I, Trifonyuk L, Bachinsky V, Vanchulyak O, Bodnar B, Sidor M, et al. Methods and means of polarization correlation of fields of laser radiation scattered by biological tissues. In: Shedding the polarized light on biological tissues. Singapore: Springer; 2021. p. 1-15.

186. Dubolazov AV, Olar OV, Pidkamin LY, Arkhelyuk AD, Motrich AV, Shaplavskiy MV, et al. Polarization-phase reconstruction of polycrystalline structure of biological tissues. Proc SPIE. 2019;11087, Biosensing and Nanomedicine XII:1108714.

187. Ushenko Y, Ushenko A, Dubolazov A, Gorsky M, Soltys I, Litvinenko O, et al. Phase waves of local depolarization in biological tissues object speckle fields.
Fundamental and applied aspects. J Innov Opt Health Sci [Internet]. 2025 [cited 2025 Mar 18]. Available from: https://worldscientific.com/doi/10.1142/S1793545825500099

188. Ushenko Y, Ushenko A, Dubolazov A, Soltys I, Litvinenko O, Wanchuliak O, et al. Mueller-matrix interferometric multifractal scaling of optically anisotropic architectonics of diffuse blood facies: fundamental and applied aspects. J Biophotonics. 2025 Mar;18(3):e202400412. doi: 10.1002/jbio.202400412.

189. Padure A, Bakun O, Mikirin I, Dubolazov A, Soltys I, Olar O, et al. Differential Mueller-matrix mapping of the polycrystalline component of biological tissues of human organs. IAPGOS. 2024;(4):23-7.

190. Ushenko A, Dubolazov A, Zheng J, Bakun O, Gorsky M, Ushenko Y, et al. Mueller matrix polarization interferometry of optically anisotropic architectonics of biological tissue object fields: the fundamental and applied aspects. Front Phys. 2024;11:1302254. doi: 10.3389/fphy.2023.1302254.

191. Ushenko A, Dubolazov A, Kurek E, Mikirin I, Prysyazhnyuk P, Kvasnyuk D, et al. Multiscale-selective multifractal analysis of phaseinhomogeneous object fields in soft matter. Proc SPIE. 2024;12938, Sixteenth International Conference on Correlation Optics:129381K.

192. Dubolazov A, Ushenko A, Panko I, Sklyarchuk V, Struk Y, Mikirin I, et al. Polarization-holographic phasometry of the layered vector structure of laser object fields of soft matter polycrystalline layers. Proc SPIE. 2024;12938, Sixteenth International Conference on Correlation Optics:1293820.

193. Kozan N, Saleha O, Dubolazov O, Ushenko Y, Soltys I, Ushenko O, et al. Polarization-correlation mapping of microscopic images of biological tissues of different morphological structure. IAPGOS. 2024;(3):86-90. doi: 10.35784/iapgos.6141.

194. Sdobnov A, Ushenko VA, Trifonyuk L, Bakun O, Garazdyuk M, Soltys IV, et al. Mueller-matrix imaging polarimetry elevated by wavelet decomposition and polarization-singular processing for analysis of specific cancerous tissue pathology. J Biomed Opt. 2023 Oct;28(10):102903. doi: 10.1117/1.JBO.28.10.102903.

195. Shilan KV. Diagnostics of the degree of blood loss by the method of statistical analysis of maps of optical activity of the polycrystalline component of biological tissues and fluids. Суд.-мед. експертиза. 2024;(2):75-84. doi: 10.24061/2707-8728.2.2024.11.

196. Bachynskyi VT, Shilan KV. Multi-parameter Mueller-matrix tomography of histological samples of biological tissues as an accurate and effective method for determining the degree of blood loss. Суд.-мед. експертиза. 2023;(2):22-32. doi: 10.24061/2707-8728.2.2023.3.

197. Prysyazhnyuk VP, Ushenko YA, Dubolazov AV, Ushenko AG, Ushenko VA. Polarization-dependent laser autofluorescence of the polycrystalline networks of blood plasma films in the task of liver pathology differentiation. Appl Opt. 2016 Apr 20;55(12):B126-32. doi: 10.1364/AO.55.00B126.

198. Kvasniuk D, Trifonyuk L, Stashkevich A, Kozan N, Ushenko V, Dunaiev O, et al. Detection of pathological changes in the architectonics of polycrystalline blood films using laser-induced polarization interferometry. Proc SPIE. 2021;12126, Fifteenth International Conference on Correlation Optics:1212629.

199. Serinelli S, Bonaccorso L, Gitto L. Fatal bleeding caused by a ruptured varicose vein. Med Leg J. 2020 Mar;88(1):41-4. doi: 10.1177/0968533219885621.
200. Концевич Ю, Михайличенко БВ, редактори. Судова медицина. Київ: Леся; 1997. 656 с.

201. Nikolic S, Atanasijevic T, Micic J, Djokic V, Babic D. Amount of postmortem bleeding: an experimental autopsy study. Am J Forensic Med Pathol. 2004 Mar;25(1):20-2. doi: 10.1097/01.paf.0000113860.86012.43.

202. Kalkwarf KJ, Drake SA, Yang Y, Thetford C, Myers L, Brock M, et al. Bleeding to death in a big city: An analysis of all trauma deaths from hemorrhage in a metropolitan area during 1 year. J Trauma Acute Care Surg. 2020 Oct;89(4):716-22. doi: 10.1097/TA.00000000002833.

203. Zhang M. Forensic imaging: a powerful tool in modern forensic investigation. Forensic Sci Res. 2022 Mar 7;7(3):385-92. doi: 10.1080/20961790.2021.2008705.

204. Ampanozi G, Hatch GM, Ruder TD, Flach PM, Germerott T, Thali MJ, et al. Post-mortem virtual estimation of free abdominal blood volume. Eur J Radiol. 2012 Sep;81(9):2133-6. doi: 10.1016/j.ejrad.2011.09.014.

205. Anon J, Remonda L, Spreng A, Scheurer E, Schroth G, Boesch C, et al. Traumatic extra-axial hemorrhage: correlation of postmortem MSCT, MRI, and forensic-pathological findings. J Magn Reson Imaging. 2008 Oct;28(4):823-36. doi: 10.1002/jmri.21495.

206. Heimer J, Chatzaraki V, Schweitzer W, Thali MJ, Ruder TD. Effects of blood loss on organ attenuation on postmortem CT and organ weight at autopsy. Int J Legal Med. 2022 Mar;136(2):649-56. doi: 10.1007/s00414-021-02731-8.

207. Yadav PK, Sharma S. Advancements in body fluid analysis in forensics: current and emerging methods. Springer; 2024. XVI, 316 p.

208. Barrachina B, Lopez-Picado A, Albinarrate A, Iriarte I, Remon M, Basora M, et al. Analysis of the estimation of bleeding using several proposed haematometric equations. Ir J Med Sci. 2023 Feb;192(1):327-33. doi: 10.1007/s11845-022-02946-7.

209. Egger C, Wiskott K, Vaucher P, Suppan L, Doenz F, Bize P, et al. Postmortem changes of the vascular system-a thanatological study using multidetector computed tomography. Int J Legal Med. 2023 Jul;137(4):1109-15. doi: 10.1007/s00414-023-02999-y.

210. Arulkumaran S, Karoshi M, Keith LG, Lalonde AB, B-Lynch C, editors. A comprehensive textbook of postpartum hemorrhage: an essential clinical reference for effective management. 2nd ed. London; 2012. xxi, 633 p.

211. Phillips R, Friberg M, Lantz Cronqvist M, Jonson CO, Prytz E. Visual blood loss estimation accuracy: Directions for future research based on a systematic literature review. Proc Hum Factors Ergonomics Soc Annu Meet. 2020;64(1):1411-5. doi: 10.1177/1071181320641337.

212. Ashburn JC, Harrison T, Ham JJ, Strote J. Emergency physician estimation of blood loss. West J Emerg Med. 2012 Sep;13(4):376-9. doi: 10.5811/westjem.2011.9.6669.

213. Feng C, Michielsen S, Attinger D. Impact of carpet construction on fluid penetration: The case of blood. Forensic Sci Int. 2018 Mar;284:184-93. doi: 10.1016/j.forsciint.2018.01.009.

214. De la Pena Silva AJ, Delgado RP, Barreto IY, De la Pena Martínez M. [Is visual estimation useful in determining the extent of perioperative haemorrhage? A study of correlation among anaesthetists of intermediate and high complexity hospitals in Cartagena, Colombia]. Colomb J Anesthesiol. 2014;42(4):247-54. Portuguese. doi: 10.1016/j.rcae.2014.05.003.

215. Tall G, Wise D, Grove P, Wilkinson C. The accuracy of external blood loss estimation by ambulance and hospital personnel. Emerg Med (Fremantle). 2003 Aug;15(4):318-21. doi: 10.1046/j.1442-2026.2003.00469.x.

216. Williams B, Boyle M. Estimation of external blood loss by paramedics: is there any point? Prehosp Disaster Med. 2007 Nov-Dec;22(6):502-6. doi: 10.1017/s1049023x0000532x.

217. Heimer J, Chatzaraki V, Schweitzer W, Thali MJ, Ruder TD. Effects of blood loss on organ attenuation on postmortem CT and organ weight at autopsy. Int J Legal Med. 2022 Mar;136(2):649-56. doi: 10.1007/s00414-021-02731-8.

218. Uemura K, Shintani-Ishida K, Saka K, Nakajima M, Ikegaya H, Kikuchi Y, et al. Biochemical blood markers and sampling sites in forensic autopsy. J Forensic Leg Med. 2008 Jul;15(5):312-7. doi: 10.1016/j.jflm.2007.12.003.

219. Belsey SL, Flanagan RJ. Postmortem biochemistry: Current applications. J Forensic Leg Med. 2016 Jul;41:49-57. doi: 10.1016/j.jflm.2016.04.011.

220. Madea B, Musshoff F. Postmortem biochemistry. Forensic Sci Int. 2007 Jan 17;165(2-3):165-71. doi: 10.1016/j.forsciint.2006.05.023.

221. Dogan KH, editor. Unlocking the mysteries of death – new perspectives for post-mortem examination. IntechOpen; 2024. 166 p.

222. Zajak J, Paral J, Sirovy M, Odlozilova S, Vinklerova K, Balík M, et al. Methods of blood loss quantification in major abdominal surgery: a narrative review. Acta Medica (Hradec Kralove). 2023;66(4):133-7. doi: 10.14712/18059694.2024.7.

223. Zajak J, Paral J, Sirovy M, Odlozilova S, Vinklerova K, Lochman P, et al. Blood loss quantification during major abdominal surgery: prospective observational cohort study. BMC Surg. 2024 Jan 2;24(1):5. doi: 10.1186/s12893-023-02288-w.

224. D'Ambrogio G, Zahhaf O, Le MQ, Gouriou Y, Josset L, Pialoux V, et al. Investigation of blood coagulation using impedance spectroscopy: toward innovative biomarkers to assess fibrinogenesis and clot retraction. Biomedicines. 2022 Jul 29;10(8):1833. doi: 10.3390/biomedicines10081833.

225. Prabhakar H, Tandon MS, Kapoor I, Mahajan C, editors. Transfusion practice in clinical neurosciences. Singapore: Springer; 2022. XVI, 600 p.

226. Mobius D, Fitzek A, Hammer N, Heinemann A, Ron A, Schadler J, et al. Ultrasound in legal medicine-a missed opportunity or simply too late? A narrative review of ultrasonic applications in forensic contexts. Int J Legal Med. 2021 Nov;135(6):2363-83. doi: 10.1007/s00414-021-02661-5.

227. Worasuwannarak W, Peonim V, Srisont S, Udnoon J, Chudoung U, Kaewlai R. Comparison of postmortem CT and conventional autopsy in five trauma fatalities. Forensic Imaging. 2020;22:200389. doi: 10.1016/j.fri.2020.200389.

228. Anand G, Lowe A. Investigating electrical impedance spectroscopy for estimating blood flow-induced variations in human forearm. Sensors (Basel). 2020 Sep 17;20(18):5333. doi: 10.3390/s20185333.

229. Rutty GN. What has post-mortem computed tomography even done for forensic pathology? Diagn Histopathol. 2020 Aug;26(8):368-74. doi: 10.1016/j.mpdhp.2020.05.005.

230. Grasland-Mongrain P, Lafon C. Review on biomedical techniques for imaging electrical impedance. IRBM. 2018 Aug;39(4):243-50. doi: 10.1016/j.irbm.2018.06.001.

231. Zhbanov A, Yang S. Electrochemical impedance spectroscopy of blood for sensitive detection of blood hematocrit, sedimentation and dielectric properties. Anal Methods. 2017;9:3302-13.

232. Ramella-Roman JC, Novikova T, editors. Polarized light in biomedical imaging and sensing: clinical and preclinical applications. Springer; 2023. VI, 362 p. doi: 10.1007/978-3-031-04741-1

233. Ushenko Y, Trifonyuk L, Soltys I, Dubolazov O, Ushenko O, Mikirin I, et al. Polarization methods and matrix interference systems for diagnosing the polycrystalline structure of soft matter layers. Proc SPIE. 2023;12985, Optical Fibers and Their Applications 2023:129850P.

234. Vasyuk VL, Kalashnikov AV, Protsyuk VV, Ushenko YuA, Dubolazov AV, Ushenko AG, et al. Digital information methods of polarization, Mueller-matrix and fluorescent microscopy: differential diagnosis of aseptic and septic loosening of artificial hip endoprosthesis cups. Singapore: Springer; 2023. XIV, 102 p. doi: 10.1007/978-981-99-4735-5

Додаток А

Список публікацій здобувача

Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації:

1. Shilan KV, Bachynskyi VT. Modern possibilities of solving the problem of determining the degree of blood loss in forensic medical practice, Суд.-мед. експертиза. 2022;(2):14-9. doi: 10.24061/2707-8728.2.2022.3. (Фахове видання України) (Здобувач провів аналіз сучасних літературних джерел та оформлення статті до друку)

2. Бачинський ВТ, Шилан КВ. Застосування диференційної Мюллерматричної томографії гістологічних зрізів структурованих біологічних тканин людини для визначення ступеня крововтрати. Суд.-мед. експертиза. 2023;(1):33-41. doi: 10.24061/2707-8728.1.2023.5. (Фахове видання України) (Здобувач провів забір матеріалу, експериментальні дослідження, аналіз і статистичну обробку даних, написання та підготовку статті до друку)

3. Bachynskyi VT, Shilan KV. Multi-parameter Mueller-matrix tomography of histological samples of biological tissues as an accurate and effective method for determining the degree of blood loss. Суд.-мед. експертиза. 2023;(2):22-32. doi: 10.24061/2707-8728.2.2023.3. (Фахове видання України) Здобувач провів забір матеріалу, експериментальні дослідження, аналіз та статистичну обробку даних, написання та підготовку статті до друку)

4. Бачинський ВТ, Шилан КВ. Багатоканальна Мюллер-матрична томографія як метод визначення об'єму крововтрати в судово-медичній практиці Суд.-мед. експертиза. 2024;(1):49-57. doi: 10.24061/2707-8728.1.2024.7. (Фахове видання України) (Здобувач провів забір матеріалу, експериментальні дослідження, аналіз і статистичну обробку даних, написання та підготовку статті до друку)

5. Shilan KV. Diagnostics of the degree of blood loss by the method of statistical analysis of maps of optical activity of the polycrystalline component of biological tissues and fluids. Суд.-мед. експертиза. 2024;(2):75-84. doi:

10.24061/2707-8728.2.2024.11. (Фахове видання України) (Здобувач провів забір матеріалу, експериментальні дослідження, аналіз і статистичну обробку даних, написання та підготовку статті до друку)

6. Шилан КВ. Судово-медичні критерії диференціації об'єму крововтрати шляхом аналізу мап лінійного дихроїзму біологічних тканин і рідин людини. Буков. мед. вісн. 2025;29(1):111-7. doi: 10.24061/2413-0737.29.1.113.2025.17. (Фахове видання України) (Здобувач провів забір матеріалу, експериментальні дослідження, аналіз та статистичну обробку даних, написання та підготовку статті до друку)

Наукові праці, що засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

7. Pavliukovych O, Bachynskyi V, Shilan K, Pavliukovych N. Using the method of mueller matrix polarization tomography of histological sections of structured biological tissues to determine the degree of blood loss. In: Abstract book of 14th Annual Scientific Meeting of Balkan Academy of Forensic Sciences; 2023 Oct 05-08; Istanbul, Turkiye. Istanbul; 2023. p. 25. (Здобувач проводив забір матеріалу, експериментальні дослідження, статистичну обробку даних, аналіз отриманих результатів, написання та оформлення тез до друку, брав онлайн участь у конференції)

8. Shilan KV. Forensic medical differentiation of circular dikhroism of biological tissues and liquids of corpses with different volumes of blood loss. B: Матеріали підсумк. 105-ї наук.-практ. конф. з міжнар. участю проф.-викл. персоналу Буков. держ. мед. ун-ту, присвяч. 80-річчю БДМУ; 2024 Лют 5, 7, 12; Чернівці. Чернівці; 2024. с. 15-6. (Здобувач проводив забір матеріалу, експериментальні дослідження, статистичну обробку даних, аналіз отриманих результатів, написання та оформлення тез до друку).

9. Шилан КВ. Судово-медичні критерії встановлення об'єму крововтрати шляхом диференціації мап лінійного дихроїзму біологічних тканин. В: ВІМСО Journal. Зб. матеріалів Буков. міжнар. мед.-фармацевт. конгр. студентів і молодих учених ВІМСО 2024; 2024 Кві 2-5; Чернівці. Чернівці; 2024. с. 193. (Здобувач проводив забір матеріалу, експериментальні дослідження, статистичну обробку даних, аналіз отриманих результатів, написання та

оформлення тез до друку).

10. Bachynskyi V, Shilan K, Pavlyukovich O, Sarkisova Yu, Baranyuk A, Marchuk V. Mueller-matrix tomography as a method of determination of the degree of blood loss in cases of incised-stab wounds in victims of domestic violence. Sănătate Publică, Economie și Management în Medicină. 2024;(2, 10th International symposium of the osteuropaverein rechtsmedizin e.v. domestic and gender-based violence):43-6. (Здобувач проводив забір матеріалу, експериментальні дослідження, статистичну обробку даних, аналіз отриманих результатів, оформлення тез до друку та переклад на англійську мову).

11. Shylan KV. Application of the method of mueller-matrix tomography of tissues and blood for precise determination of blood loss degree. В: Матеріали 106-ї підсумк. наук.-практ. конф. з міжнар. участю проф.-викл. колективу Буков. держ. мед. ун-ту; 2025 Лют 3, 5, 10; Чернівці. Чернівці; 2025. с. 15. (Здобувач проводив забір матеріалу, експериментальні дослідження, статистичну обробку даних, аналіз отриманих результатів, оформлення тез до друку та переклад на англійську мову).

12. Vanchuliak O, Pavliukovych O, Shilan K, Bachynskyi V. P03-049. Forensic medical differentiation of the volume of blood loss by analysis of circular dichroism maps of images of biological tissues and blood. In: Book of abstracts of 26th IALM Triennial Meeting 2024; 2024 May 21-23; Athens, Greece. Greece; 2024. p. 154. (Здобувач проводив забір матеріалу, експериментальні дослідження, статистичну обробку даних, аналіз отриманих результатів, оформлення тез до друку та переклад на англійську мову).

Наукові праці, що додатково відображають наукові результати дисертації:

13. Ushenko YuA, Bachinsky VT, Bezhenar IL, Vanchulyak OY, Litvinenko OYu, Soltys IV, Salega O, Ushenko AG. Shylan KV. Determination of the lifetime and postmortal nature and temporal dynamics of the formation of skin abrasions. In: Hu Zh, Bezhenar IL, Vanchulyak OY, Ushenko AG, Ushenko YuA, Gorsky MP, et al. Laser polarimetry of biological tissues: Computer algorithms for data processing in forensic age determination of injuries. Singapore: Springer; 2023.

р. 27-42. doi: 10.1007/978-981-99-1734-1_3. (Видання, що індексується в БД Scopus) (Здобувач провів забір матеріалу, брав участь в експериментальній частині дослідження, аналізі та статистичній обробці даних, написанні та підготовці статті до друку)

14. Бачинський ВТ, Шилан КВ, Гараздюк МС, Максимчук НО, винахідники; Буковинський державний медичний університет МОЗ України, патентовласник. Спосіб причини встановлення настання смерті від крововиливів методом багатоканальної Мюллер-матричної диференціальної томографії лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри трупа людини. Патент України № 152393. 2022 Лют 21. (Здобувач провів інформаційно-патентний пошук, експериментальне дослідження, оформлення та відправлення заявки та матеріалів).

Додаток А1

Відомості про апробацію результатів дисертації

1. Balkan Academy of Forensic Sciences 14th Annual Scientific Meeting (м. Стамбул, Туреччина, 05-08 жовтня 2023 р.) (усна доповідь, публікація *mes*).

2. 105-та підсумкова науково-практична з міжнародною участю конференція професорсько-викладацького персоналу Буковинського державного медичного університету, присвячена 80-річчю БДМУ (м. Чернівці, 5, 7, 12 лютого 2024 р.) (усна доповідь, публікація тез).

3. Буковинський міжнародний медико-фармацевтичний конгрес студентів і молодих учених ВІМСО 2024 (м. Чернівці, 2-5 квітня 2024 р.) (публікація тез).

4. 10th international symposium of the osteuropaverein rechtsmedizin e.v. domestic and gender-based violence (Молдова, 30 травня – 1 червня 2024 р.) (публікація тез).

5. 106-та підсумкова науково-практична конференція з міжнародною участю професорсько-викладацького колективу Буковинського державного медичного університету (м. Чернівці, 3, 5, 10 лютого 2025 р.) (усна доповідь, публікація тез).

6. 26th Triennial Meeting of the International Academy of Legal Medicine (IALM 2024) (м. Афіни, Греція, 21-23 травня 2024 р.) (публікація *mes*).

Додаток Б

Конкретні випадки визначення об'єму крововтрати розробленими методами

У цій частині наведені приклади практичного застосування методів Мюллер-матричної томографії мап оптичної анізотропії полікристалічної складової нативних гістологічних зрізів тканин ПМЖ, шкіри, мозку, селезінки, нирки, а також плівок крові у встановленні ОК.

Розглянуті три випадки:

- $V^* = 600 \ mm^3;$
- $V^* = 1200 \ mm^3;$
- $V^* = 2100 \ mm^3$.

Методика визначення полягала в наступній послідовності експериментальних і аналітичних дій:

- 1. Брався шматочок тканини та на мікротомі зі швидким заморожуванням виготовлялися нативні гістологічні зрізи.
- Крапля крові наносилася на оптично однорідну скляну підкладку та просушувалася.
- Біологічні препарати розташовувалися в схемі Мюллер-матричного томографа (розділ 2), здійснювався процес вимірювання мап ЛД та ЦД, ЛДХ та ЦДХ.
- 4. За допомогою комп'ютера в рамках програми MATLAB обчислювалися статистичні моменти, що характеризують координатні розподіли величин ЛД та ЦД, ЛДХ та ЦДХ.
- 5. Отримані значення порівнювалися з лабораторно визначеними номограмами зміни величин статистичних моментів (розділи 3-6).
- 6. Шляхом використання аналітичного алгоритму (розділ 2) обчислювалися ОК V^{*}, mm³ і похибка його встановлення ΔV, mm³.
 Результати визначення ОК розробленими нами методами у двох

Таблиця Б.1

Визначення об'ємів крововтрати методами Мюллер-матричної томографії нативних гістологічних зрізів прямого м'яза живота

$V^* = 600 \ mm^3$					
OA	L	В	С	В	
V, mm ³	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	
SM ₃	670	70	680	80	
SM ₄	655	55	690	90	
OA	L	D	С	D	
V, mm ³	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	
SM ₃	615	15	630	30	
SM_4	630	30	640	40	
$V^* = 1200 \ mm^3$					
OA	LB		СВ		
V, mm^3	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	
SM ₃	980	220	1100	100	
SM ₄	990	210	1100	100	
OA	LD		С	D	
V, mm ³	V*, 1	nm ³	$\Delta V, \eta$	mm^3	
SM ₃	1160	40	1180	20	
SM_4	1170	30	1190	10	
$V^* = 2100 \ mm^3$					
<i>0A</i>	LB		С	В	
V, mm ³	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	
SM ₃	990	110	1500	600	
SM_4	990	110	1450	650	

206 Продовження табл. Б.1

$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	L	С	D		
V, mm^3	V*, mm ³		$\Delta V, mm^3$		
SM ₃	2050	50	2050	50	
SM ₄	2025	75	2060	40	

Таблиця Б.2

Експериментально встановлені величини асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄) координатних розподілів (мап) параметрів оптичної анізотропії зразка тканини прямого м'яза живота з невідомим рівнем

$V^* = 600 \ mm^3$					
OA	LB	CB	LD	CD	
SM ₃	1,23	1,04	0,76	0,73	
SM_4	2,19	1,32	0,64	0,98	
		$V^* = 1200 \ mm^3$	3	<u> </u>	
OA	LB	CB	LD	CD	
SM ₃	1,42	1,09	0,97	1,09	
SM_4	2,29	1,37	0,89	1,39	
$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	LB	CB	LD	CD	
SM ₃	1,43	1,37	1,41	1,68	
SM_4	2,31	1,68	1,32	2,04	

крововтрати

$V^* = 600 \ mm^3$					
OA	L	В	C	В	
V, mm ³	V^* , mm^3	$\Delta V, mm^3$	V^* , mm^3	$\Delta V, mm^3$	
SM ₃	640	40	660	60	
SM_4	645	55	650	50	
OA	L	D	С	D	
V, mm ³	V^* , mm^3	$\Delta V, mm^3$	V^* , mm^3	$\Delta V, mm^3$	
SM ₃	645	45	640	40	
SM_4	650	50	650	50	
$V^* = 1200 \ mm^3$					
OA	LB		СВ		
V, mm ³	V^* , mm^3	$\Delta V, mm^3$	V^* , mm^3	$\Delta V, mm^3$	
SM ₃	910	290	1050	150	
SM_4	930	270	1100	100	
OA	LD		С	D	
V, mm ³	V^* , mm^3		$\Delta V, r$	nm ³	
SM_3	1120	80	1160	40	
SM_4	1130	70	1170	30	
$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	LB		Ci	В	
V, mm ³	V^* , mm^3	$\Delta V, mm^3$	V [∗] , mm ³	$\Delta V, mm^3$	
SM ₃	900	1200	1350	750	
SM_4	950	1150	1400	700	

Визначення об'ємів крововтрати методами Мюллер-матричної томографії нативних гістологічних зрізів шкіри

208 Продовження табл. Б.3

$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	L	С	D		
V, mm^3	V^* , mm^3		ΔV , mm^3		
SM ₃	1850	250	2000	100	
SM ₄	1800	300	2050	50	

Таблиця Б.4

Експериментально визначені величини асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄) координатних розподілів (мап) параметрів оптичної анізотропії зразка тканини шкіри з невідомим рівнем крововтрати

$V^* = 600 \ mm^3$					
OA	LB	СВ	LD	CD	
SM ₃	1,94	0,88	0,73	0,71	
SM_4	2,93	0,99	0,93	0,92	
		$V^* = 1200 mm$	3		
OA	LB	СВ	LD	CD	
SM ₃	2,09	1,18	1,05	1,08	
SM ₄	3,24	1,29	1,21	1,31	
		$V^* = 2100 mm$	3		
<i>0A</i>	LB	CB	LD	CD	
SM ₃	2,04	1,38	1,43	1,37	
SM ₄	3,31	1,51	1,64	1,69	

$V^* = 600 \ mm^3$					
OA	L	В	C	В	
V, mm ³	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	
SM ₃	650	50	670	70	
SM_4	655	55	680	80	
OA	L	D	С	D	
V, mm ³	V [*] , mm ³	ΔV , mm^3	V*, mm ³	ΔV , mm^3	
SM ₃	635	35	660	60	
SM_4	640	40	670	70	
$V^* = 1200 \ mm^3$					
OA	LB		СВ		
V, mm ³	V [*] , mm ³	ΔV , mm^3	V [*] , mm ³	ΔV , mm^3	
SM ₃	920	280	1100	100	
SM_4	940	260	1150	50	
OA	L	D	С	D	
V, mm ³	V*, 1	nm ³	$\Delta V, mm^3$		
SM ₃	1140	60	1180	20	
SM ₄	1150	50	1190	10	
$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	LB		С	В	
V, mm ³	V*, mm ³	ΔV , mm^3	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	
SM ₃	950	1150	1400	700	
SM_4	990	1110	1450	650	

Встановлення об'ємів крововтрати методами Мюллер-матричної томографії нативних гістологічних зрізів мозку

Продовження табл. Б.5

$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	OA LD			CD	
V, mm^3	V*, mm ³		ΔV , mm^3		
SM ₃	1900	200	2050	50	
SM ₄	1950	150	2070	30	

Таблиця Б.6

Експериментально визначені величини асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄) координатних розподілів (мап) параметрів оптичної анізотропії зразка тканини мозку з невідомим рівнем крововтрати

$V^* = 600 \ mm^3$					
OA	LB	CB	LD	CD	
SM ₃	1,9	0,88	0,94	0,66	
SM_4	2,28	1,19	1,02	0,67	
	l	$V^* = 1200 mm$	3		
OA	LB	CB	LD	CD	
SM ₃	2,13	1,37	1,22	0,95	
SM_4	2,55	1,76	1,32	0,97	
$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	LB	CB	LD	CD	
SM ₃	2,21	1,89	1,65	1,41	
SM_4	2,59	2,13	1,76	1,49	

$V^* = 600 \ mm^3$					
OA	L	В	C	В	
V, mm ³	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V^* , mm^3	$\Delta V, mm^3$	
SM ₃	680	80	670	70	
SM_4	690	90	655	55	
OA	L	D	С	D	
V, mm ³	V*, mm ³	ΔV , mm^3	V*, mm ³	$\Delta V, mm^3$	
SM ₃	630	30	615	15	
SM ₄	640	40	630	30	
$V^* = 1200 \ mm^3$					
OA	LB		CB		
V, mm ³	V*, mm ³	ΔV , mm^3	V*, mm ³	$\Delta V, mm^3$	
SM ₃	910	290	980	220	
SM ₄	910	290	990	210	
OA	L	D	С	CD	
V, mm ³	V *, 1	nm ³	$\Delta V, \eta$	nm ³	
SM ₃	1180	20	1160	40	
SM_4	1190	10	1170	30	
$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	LB		С	В	
V, mm ³	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	
SM ₃	990	1110	990	1110	
SM ₄	990	1110	990	1110	

Встановлення об'ємів крововтрати методами Мюллер-матричної томографії нативних гістологічних зрізів селезінки

Продовження табл. Б.7

$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	L	D	С	D	
V, mm^3	V^* , mm^3		ΔV , mm^3		
SM ₃	2050	50	2050	50	
SM ₄	2060	40	2025	75	

Таблиця Б.8

Експериментально визначені величини асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄) координатних розподілів (мап) параметрів оптичної анізотропії зразка тканини селезінки з невідомим рівнем крововтрати

$V^* = 600 \ mm^3$						
OA	LB	CB	LD	CD		
SM ₃	2,88	0,81	1,39	0,68		
SM_4	3,45	1,04	1,76	1,01		
		$V^* = 1200 mm$	3			
OA	LB	CB	LD	CD		
SM ₃	3,14	0,98	1,77	1,04		
SM ₄	3,71	1,24	2,1	1,37		
	$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	LB	СВ	LD	CD		
SM ₃	3,32	1,01	2,19	1,69		
SM ₄	3,89	1,27	2,62	2,02		

$V^* = 600 \ mm^3$					
OA	LB		CB		
V, mm ³	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V^* , mm^3	$\Delta V, mm^3$	
SM ₃	670	70	680	80	
SM_4	655	55	690	90	
OA	LD		CD		
V, mm ³	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V^* , mm^3	$\Delta V, mm^3$	
SM ₃	615	15	630	30	
SM ₄	630	30	640	40	
$V^* = 1200 \ mm^3$					
OA	LB		CB		
V, mm ³	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V*, mm ³	$\Delta V, mm^3$	
SM ₃	980	220	1100	100	
SM ₄	990	210	1100	100	
OA	LD		CD		
V, mm ³	V*, mm ³		ΔV , mm^3		
SM ₃	1160	40	1180	20	
SM_4	1170	30	1190	10	
$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	LB		CB		
V, mm ³	V*, mm ³	ΔV , mm^3	V*, mm ³	$\Delta V, mm^3$	
SM ₃	990	1110	1500	600	
SM_4	990	1110	1450	650	

Встановлення об'ємів крововтрати методами Мюллер-матричної томографії нативних гістологічних зрізів нирки

Продовження табл. Б.9

$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	LD		CD		
V, mm^3	V^* , mm^3		ΔV , mm^3		
SM ₃	2050	50	2050	50	
SM ₄	2025	75	2060	40	

Таблиця Б.10

Експериментально визначені величини асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄) координатних розподілів (мап) параметрів оптичної анізотропії зразка тканини нирки з невідомим рівнем крововтрати

$V^* = 600 \ mm^3$					
OA	LB	CB	LD	CD	
SM ₃	2,83	1,24	1,46	1,16	
SM_4	3,56	1,7	2,01	1,64	
$V^* = 1200 \ mm^3$					
OA	LB	CB	LD	CD	
SM ₃	3,13	1,35	1,79	1,52	
SM ₄	3,89	1,87	2,38	2,04	
$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	LB	CB	LD	CD	
SM ₃	3,18	1,58	2,27	2,16	
SM ₄	3,89	2,02	3,03	2,69	

		$V^* = 600 \ mm^3$		
OA	LB		CB	
<i>V</i> , <i>mm</i> ³	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V^* , mm^3	ΔV , mm^3
SM ₃	650	50	640	40
SM_4	655	55	630	30
OA	LD		CD	
V, mm ³	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V^* , mm^3	ΔV , mm^3
SM ₃	635	35	630	30
SM ₄	640	40	630	30
		$V^* = 1200 mm$	3	
OA	LB		СВ	
V, mm ³	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V^* , mm^3	ΔV , mm^3
SM ₃	920	280	1150	50
SM ₄	940	260	1150	50
OA	LD		CD	
V, mm ³	V^* , mm^3		ΔV , mm^3	
SM ₃	1140	60	1170	30
SM ₄	1150	50	1180	20
		$V^* = 2100 mm$	3	
OA	LB		СВ	
V, mm ³	V^* , mm^3	ΔV , mm^3	V*, mm ³	ΔV , mm^3
SM ₃	950	1150	1450	650
SM ₄	990	1110	1450	650

Встановлення об'ємів крововтрати методами Мюллер-матричної томографії полікристалічних плівок крові

Продовження табл. Б.11

$V^* = 2100 \ mm^3$					
OA	LD		CD		
V, mm^3	V^* , mm^3		ΔV , mm^3		
SM ₃	1900	200	2050	50	
SM ₄	1950	150	2060	40	

Таблиця Б.12

Експериментально визначені величини асиметрії (SM₃) й ексцесу (SM₄) координатних розподілів (мап) параметрів оптичної анізотропії зразка полікристалічної плівки крові з невідомим рівнем крововтрати

$V^* = 600 \ mm^3$						
OA	LB	CB	LD	CD		
SM ₃	0,92	1,33	0,75	0,9		
SM ₄	1,32	1,37	0,86	1,23		
	$V^* = 1200 \ mm^3$					
OA	LB	CB	LD	CD		
SM ₃	1,19	1,82	0,93	1,27		
SM ₄	1,58	1,78	1,08	1,65		
$V^* = 2100 \ mm^3$						
OA	LB	CB	LD	CD		
SM ₃	1,23	2,19	1,31	1,99		
SM ₄	1,64	2,12	1,47	2,32		
Акт впровадження



Назва роботи: «Встановлення новітніх судово-медичних критеріїв крововтрати шляхом використання фізичних методів досліджень крові та тканин людини».

Автор: аспірант кафедри судової медицини та медичного правознавства БДМУ Шилан К.В. Установа-розробник: Буковинський державний медичний університет, кафедра судової медицини та медичного правознавства, 58000, м. Чернівці, Театральна площа, 2

Джерела інформації: Бачинський В.Т., Шилан К.В., Гараздюк М.С., Максимчук Н.О. Спосіб встановлення причини настання смерті від крововиливів методом багатоканальної Мюллерматричної диференціальної томографії лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри трупа людини. Патент на корисну модель № 152393. Номер заявки u202200796 від 21.02.2022. Опубл. 25.01.2023, Бюл.№ 4

Назва кафедри(підрозділу), де відбулось впровадження: Кафедра судової медицини та права Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова.

Актуальність дослідження: Щорічно відмічається тенденція до зростання кількості смертельних випадків внаслідок крововтрати. При гострій крововтраті кров у великій кількості виходить назовні, або накопичується у порожнинах тіла. Існуюча інформація про можливості встановлення кількості втраченої крові та всі загально прийняті класичні методи, що базуються на використанні гістологічних, гістохімічних, імунологічних методів, не можуть повною мірою задовольнити поставленні питання у судово-медичній практиці.

Форма впроваджения: в освітній процес кафедри судової медицини та права.

Суть впровадження: запропонований спосіб дозволяє ефективно встановити причину настання смерті від крововиливів методом багатоканальної Мюллер-матричної диференціальної томографії лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри трупа людини шляхом статистичного аналізу лазерних поляримстричних мап лінійного двопроменезаломлення зрізів шкіри за сукупністю референтних значень статистичних моментів 1-4-го порядків.

Обговорено та затверджено: на засіданні кафедри, протокол № <u>4</u> від «<u>14</u>» <u>CaTHA</u> 2025 року

Початок впровадження: 2024/2025 навчальний рік. Зауваження та пропозиції: не вносились Соціально -скономічний ефект: запропонований спосіб, на відміну, від традиційних лабораторних методів досліджень (історично зумовлених) має набагато кращий економічний ефект, за рахунок своєї простоти та швидкості виконання, що значно скорочує витрати реактивів та інших додаткових матеріалів і зменшує кількість людино-годин для проведення досліджень.

Відповідальний за впровадження: завідувач кафедри судової медицини та права

Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова PhD, доцент Валерій ГУНАС

Акт впровадження

«ЗАТВЕРДЖУЮ» оректор з наукової роботи ано Франківськи о національного THUR DATE BEDONTETY професир Наталія КОЗАНЬ 20___p. країна АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: «Встановлення новітніх судово-медичних критеріїв крововтрати шляхом використання фізичних методів досліджень крові та тканин людини».

2. Установа-розробник: Буковинський державний медичний університет, кафедра судової медицини та медичного правознавства, 58000, м. Чернівці, Театральна площа, 2

3. Автор: аспірант кафедри судової медицини та медичного правознавства БДМУ Шилан К.В.

4. Джерело інформації: Бачинський В.Т., Шилан К.В., Гараздюк М.С., Максимчук Н.О. Спосіб встановлення причини настання смерті від крововиливів методом багатоканальної Мюллер-матричної диференціальної томографії лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри трупа людини. Патент на корисну модель № 152393. Номер заявки u202200796 від 21.02.2022. Опубл. 25.01.2023, Бюл.№ 4

5. Базова установа, яка проводить впровадження: Івано-Франківський національний медичний університет.

6. Терміни впровадження: 2024/2025 навчальний рік.

7. Форма впровадження: в освітній процес кафедри судової медицини, медичного та фармацевтичного права.

Завідувач кафедри судової медицини, медичного та фармацевтичного права Івано-Франківського національного медичного університету доктор філософії, доцент

Доцент кафедри судової медицини, медичного та фармацевтичного права Івано-Франківського національного медичного університету к.мед.н., доцент

Юлія КОЦЮБИНСЬКА

Володимир ВОЛОШИНОВИЧ

Акт впровадження



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: «Встановлення новітніх судово-медичних критеріїв крововтрати шляхом використання фізичних методів досліджень крові та тканин людини».

2. Установа-розробник: Буковинський державний медичний університет, кафедра судової медицини та медичного правознавства, 58000, м. Чернівці, Театральна площа, 2

3. Автор: аспірант кафедри судової медицини та медичного правознавства БДМУ Шилан К.В.

4. Джерело інформації: Бачинський ВТ, Шилан КВ. Застосування диференційної Мюллерматричної томографії гістологічних зрізів структурованих біологічних тканин людини для визначення ступеня крововтрати. Судово-медична експертиза. 2023; 1: 33-41

5. Базова установа, яка проводить впроваджения: Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького.

6. Терміни впровадження: 2024/2025 навчальний рік.

7. Форма впровадження: в освітній процес кафедри патологічної анатомії та судової медицини.

Завідувач кафедри

патологічної анатомії та судової медицини Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького д.мед.н., професор

Доцент кафедри патологічної анатомії та судової медицини Львівського національного медичного університету імені Данила Галицького к.мед.н., доцент

Job

Юрій ПОСПІШІЛЬ

Микола ШЕВЧУК

Акт впровадження



АКТ ВПРОВАДЖЕЙНЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: «Встановлення новітніх судово-медичних критеріїв крововтрати шляхом використання фізичних методів досліджень крові та тканин людини».

2. Установа-розробник: Буковинський державний медичний університет, кафедра судової медицини та медичного правознавства, 58000, м. Чернівці, Театральна площа, 2

3. Автор: аспірант кафедри судової медицини та медичного правознавства БДМУ Шилан К.В.

4. Джерело інформації: Бачинський ВТ, Шилан КВ. Застосування диференційної Мюллерматричної томографії гістологічних зрізів структурованих біологічних тканин людини для визначення ступеня крововтрати. Судово-медична експертиза. 2023; 1: 33-41

5. Базова установа, яка нроводить впровадження: Національний медичний університет імені О.О. Богомольця.

6. Терміни впровадження: 2024/2025 навчальний рік.

7. Форма впровадження: в освітній процес кафедри судової медицини та медичного права.

18

Завідувач кафедри судової медицини та медичного права ЗВО Національного медичного університету імені О.О. Богомольця д.мед.н., професор

Професор кафедри судової медицини та медичного права ЗВО Національного медичного університету імені О.О. Богомольця д.мед.н., професор

Борис МИХАЙЛИЧЕНКО

Андрій БІЛЯКОВ

Додаток **B5**

Акт впровадження

«ЗАТВЕРДЖУЮ» Начальник ДСУ «Житомирське обласне бюро судово-медичної експертизи» талій ЗОЗУЛЯ доц АКТ ВПРОВАДЖЕНН

1. Назва пропозиції для впровадження: «Встановлення новітніх судово-медичних критеріїв крововтрати шляхом використання фізичних методів досліджень крові та тканин людини».

2. Установа-розробник: Буковинський державний медичний університет, кафедра судової медицини та медичного правознавства, 58000, м. Чернівці, Театральна площа, 2.

3. Автор: аспірант кафедри судової медицини та медичного правознавства БДМУ Шилан К.В.

4. Джерело інформації: Бачинський В.Т., Шилан К.В., Гараздюк М.С., Максимчук Н.О. Спосіб встановлення причини настання смерті від крововиливів методом багатоканальної Мюллер-матричної диференціальної томографії лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри трупа людини. Патент на корисну модель № 152393. Номер заявки и202200796 від 21.02.2022. Опубл. 25.01.2023, Бюл.№ 4

Базова установа, яка проводить впровадження: ДСУ «Житомирське обласне бюро 5. судово-медичної експертизи».

6. Форма впровадження: в роботу відділу судово-медичної експертизи трупів.

7. Терміни впровадження: 2024-2025 рр.

Заступник начальника ДСУ «Житомирське обласне бюро судово-медичної експертизи»

Олег БАГІН

Т.в.о. завідувач відділу судово-медичної експертизи трупів ДСУ «Житомирське обласне бюро судово-медичної експертизи» 5

Олександр ПАВЛЮК

Акт впровадження



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: «Встановлення новітніх судово-медичних критеріїв крововтрати шляхом використання фізичних методів досліджень крові та тканин людини».

2. Установа-розробник: Буковинський державний медичний університет, кафедра судової медицини та медичного правознавства, 58000, м. Чернівці, Театральна площа, 2.

3. Автор: аспірант кафедри судової медицини та медичного правознавства БДМУ Шилан К.В.

4. Джерело інформації: Бачинський ВТ, Шилан КВ. Застосування диференційної Мюллерматричної томографії гістологічних зрізів структурованих біологічних тканин людини для визначення ступеня крововтрати. Судово-медична експертиза. 2023; 1: 33-41

5. Базова установа, яка проводить впровадження: ДСУ «Івано-Франківське обласне бюро судово-медичної експертизи».

6. Форма впроваджения: в роботу відділу судово-медичної експертизи трупів.

7. Терміни впровадження: 2024-2025 рр.

Заступник начальника ДСУ «Івано-Франківське обласне бюро судово-медичної експертизи»

2

Sec. Sec.

Ігор ГОРИЧОК

Завідувач відділу судово-медичної експертизи трупів ДСУ «Івано-Франківське обласне бюро судово-медичної експертизи»

Марта КОГУТ

Акт впровадження



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: «Встановлення новітніх судово-медичних критеріїв крововтрати шляхом використання фізичних методів досліджень крові та тканин людини».

2. Установа-розробник: Буковинський державний медичний університет, кафедра судової медицини та медичного правознавства, 58000, м. Чернівці, Театральна площа, 2.

3. Автор: аспірант кафедри судової медицини та медичного правознавства БДМУ Шилан К.В.

4. Джерело інформації: Бачинський В.Т., Шилан К.В.; Гараздюк М.С., Максимчук Н.О. Спосіб встановлення причини настання смерті від крововиливів методом багатоканальної Мюллер-матричної диференціальної томографії лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри трупа людини. Патент на корисну модель № 152393. Номер заявки u202200796 від 21.02.2022. Опубл. 25.01.2023, Бюл.№ 4

5. Базова установа, яка проводить впровадження: ДСУ «Кіровоградське обласне бюро судово-медичної експертизи».

6. Форма впровадження: в роботу відділу судово-медичної експертизи трупів.

7. Терміни впровадження: 2024-2025 рр.

Завідувач відділу судово-медичної експертизи трупів ДСУ «Кіровоградське обласне бюро судово-медичної експертизи»

Ірина КОРЧЕНКО

Акт впровадження



АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва пропозиції для впровадження: «Встановлення новітніх судово-медичних критеріїв крововтрати шляхом використання фізичних методів досліджень крові та тканин людини».

2. Установа-розробник: Буковинський державний медичний університет, кафедра судової медицини та медичного правознавства, 58000, м. Чернівці, Театральна площа, 2.

3. Автор: аспірант кафедри судової медицини та медичного правознавства БДМУ Шилан К.В.

4. Джерело інформації: Бачинський В.Т., Шилан К.В., Гараздюк М.С., Максимчук Н.О. Спосіб встановлення причини настання смерті від крововиливів методом багатоканальної Мюллер-матричної диференціальної томографії лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри трупа людини. Патент на корисну модель № 152393. Номер заявки u202200796 від 21.02.2022. Опубл. 25.01.2023, Бюл.№ 4

5. Базова установа, яка проводить впровадження: КЗ ЛОР «Львівське обласне бюро судово-медичної експертизи».

6. Форма впровадження: в роботу відділу судово-медичної експертизи трупів.

7. Терміни впровадження: 2024-2025 рр.

Заступник начальника КЗ ЛОР «Львівське обласне бюро судово-медичної експертизи»

Василь Григорійчук

Завідувач відділу судово-медичної експертизи трупів КЗ ЛОР «Львівське обласне бюро судово-медичної експертизи»

Назар Бречко

Додаток Д

Патент на корисну модель



НАЦІОНАЛЬНИЙ ОРГАН ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ ДЕРЖАВНА ОРГАНІЗАЦІЯ "УКРАЇНСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ОФІС ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ ТА ІННОВАЦІЙ" (19) UA (11) 152393 (13) U

(51) MFIK G01N 21/23 (2006.01) G01N 33/48 (2006.01)

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21)	Номер заявки:	u 2022 00796	(72)	Винахідник(и):
(22)	Дата подання заявки:	21.02.2022	0.000000	Бачинський В Шилан Кирил Гараздюк Мар Максимчук На
(24)	Дата, з якої є чинними права інтелектуальної врасності:	26.01.2023		

УКРАЇНА

(46) Публікація відомостей 25.01.2023, Бюл.№ 4 про державну реєстрацію: Бачинський Віктор Теодосович (UA), Шилан Кирил Володимирович (UA), Гараздюк Марта Славівна (UA), Максимчук Наталія Олексіївна (UA) (73) Володілець (володільці): БУКОВИНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ

МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ МОЗ УКРАЇНИ, пл. Театральна, 2, м. Чернівці, 58002 (UA)

(54) СПОСІБ ВСТАНОВЛЕННЯ ПРИЧИНИ НАСТАННЯ СМЕРТІ ВІД КРОВОВИЛИВІВ МЕТОДОМ БАГАТОКАНАЛЬНОЇ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЇ ДИФЕРЕНЦІАЛЬНОЇ ТОМОГРАФІЇ ЛІНІЙНОГО ДВОПРОМЕНЕЗАЛОМЛЕННЯ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ ШКІРИ ТРУПА ЛЮДИНИ

(57) Pedepar:

Спосіб встановлення причини настання смерті від крововиливів методом багатоканальної Мюллер-матричної диференціальної томографії лінійного двопроменезаломлення гістологічних зрізів шкіри трупа людини шляхом використання поляризованого світла для дослідження зрізів тканин людини та розрахунку статистичних моментів 1-4-го порядків їх поляриметричних зображень і при їх значеннях від SM₁ 0,099 до 0,17, SM₂ від 0,05 до 0,09, SM₃ від 1,58 до 2,14, SM₄ від 2,25 до 3,31 причиною настання смерті встановлюють гостру крововтрату.