

лазерних поляриметричних методів дослідження біологічних тканин і серед організму людини для визначення давності настання смерті в процесі судово-медичного дослідження.

Даний питання є дуже актуальним, адже практично кожен учасник кримінального процесу, так чи інакше, стикається з необхідністю проведення якоїсь експертизи для внесення ясності в обставини справи. В зв'язі з цим, вирішальне значення набуває питання про постійне удосконалення діючого механізму проведення і реалізації результатів судово-медичної експертизи в кримінальному процесі.

В циклі проаналізованих в огляді робіт, розроблені основи лазерної поляриметричної діагностики померлих і патологічних змін архітектури структурованих біологічних тканин і серед організму людини. Обрані для дослідження об'єкти об'єднують загальні оптичні властивості їх архітектури – просторові мережі утворені кристалічними доменами, речовина яких має властивості оптичних кристалів.

Встановлені попередні позитивні результати підштовхують до подальшого пошуку точок застосування лазерних поляриметричних методів для потреб судово-медичної практики, зокрема встановлення давності настання смерті.

Так метою роботи є розробка комплексу судово-медичних критеріїв для удосконалення точності встановлення давності настання смерті шляхом використання спектра методів багатомірної поляризаційної і автофлуоресцентної мікроскопії скляного тіла ока людини.

В практичному плані можна очікувати, що поляризаційні методи дадуть нову інформацію про морфологічну і оптико-анізотропну структуру біотканин. Тому, актуальним є пошук зв'язків між фізіологічним станом біотканин і поляризаційно-фазовими параметрами їх зображень і архітектури.

Ключові слова. Лазер, судово-медична медицина, давність настання смерті.

УДК : 616.61-091.8-086-073.55:616-005.1

СУДОВО-МЕДИЧНІ МОЖЛИВОСТІ ДІАГНОСТИКИ ОБ'ЄМУ КРОВОВТРАТИ МЕТОДОМ ЦИФРОВОЇ СТОКС-ПОЛЯРИМЕТРІЇ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ НИРКИ

©Бачинський В.Т., Сивокоровська А-В.С.

Вищий державний навчальний заклад України «Буковинський державний медичний університет», кафедра судової медицини та медичного правознавства

Резюме. У статті проаналізовано можливість використання методу цифрової Стокс-поляриметрії гістологічних зрізів нирки для діагностики об'єму крововтрати. Доведено ефективність використання даного методу для встановлення об'єму крововтрати у межах від $0\text{мм}^3 \div 1000\text{мм}^3$

Ключові слова. Гостра крововтрата, лазерна поляриметрія, судово-медична експертиза.

ВСТУП. Гостра крововтрата, насамперед травматичного генезу, одна з причин смерті, що часто зустрічається у практиці лікаря судово-медичного експерта. Щорічно спостерігається тенденція зростання таких смертельних випадків.

Морфологічні зміни органів при гострій крововтраті є неспецифічними, часто варіюють та не дають відповідей на ряд питань, поставлених перед лікарем.

Мета дослідження. Пошук нових методів об'єктивної діагностики гострих крововтрат при судово-медичному дослідженні трупа.

Об'єкт та методи дослідження.

Досліджувалися гістологічні зрізи нирки померлих товщиною 30мкм:

- $V=0\text{мм}^3$ - група 1 (35 зразків);
- $V=500\text{мм}^3 \pm 100\text{мм}^3$ - група 2 (22 зразків);
- $V=1000\text{мм}^3 \pm 100\text{мм}^3$ - група 3 (20 зразків);
- $V=1500\text{мм}^3 \pm 100\text{мм}^3$ - група 4 (24 зразків);
- $V=2000\text{мм}^3 \pm 100\text{мм}^3$ - група 5 (25 зразків);
- $V=2500\text{мм}^3 \pm 100\text{мм}^3$ - група 6 (20 зразків).

Функціональна схема багатопараметричної поляризаційної мікроскопії біологічних препаратів

На рис. 1 представлена функціональна блок-схема поляризаційної мікроскопії [1-9] гістологічних зрізів біологічних тканин, яка працює у режимі Стокс-поляриметрії [10-13]

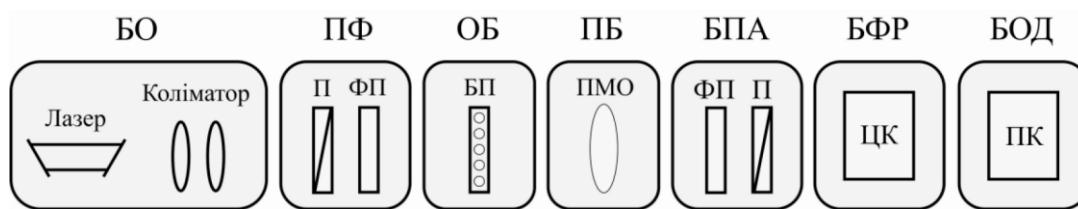


Рис. 1. Функціональна блок-схема багатопараметричної поляризаційної мікроскопії.

Тут:

- 1 – блок освітлення **БО** біологічних препаратів, який забезпечує формування паралельного з діаметром 2 мм поляризованого лазерного пучка з довжиною хвилі 0,63 мкм;
- 2 – поляризаційний фільтр **ПФ**, який за допомогою поляризатора **П** і чвертьхвильової фазової пластинки **ФП** забезпечує формування азимутально-інваріантної циркулярної поляризації;
- 3 – об’єктний блок **ОБ** – мікроскопічний столик з двохкоординатним переміщенням, на якому закріплюється біологічний препарат **БП**;
- 4 – проєкційний блок **ПБ**, який за допомогою поляризаційного мікрооб’єктива **ПМО** (4X) забезпечує формування мікроскопічного зображення біологічного препарату **БП** в площині цифрової камери **ЦК**;
- 5 – блок поляризаційного аналізу **БПА**, що складається з **ФП** і **П** та забезпечує вимірювання інтенсивності лінійно поляризованих з азимутами $\pm 45^0$ і право- та ліво- циркулярно поляризованих лазерних пучків;
- 6 – блок фотоелектронної реєстрації **БФР** мікроскопічних зображень біологічних препаратів **БП**, який включає **ЦК** та забезпечує формування координатного цифрового розподілу величини інтенсивності в інтерфейсі комп’ютера;
- 7 – блок обробки даних **БОД**, який за допомогою персонального комп’ютера **ПК** забезпечує розрахунок величини параметрів вектора Стокса біологічних препаратів та статистичний аналіз розподілів їх величини за відомими методиками, які детально представлені в [10-12]

РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ.

Результати поляризаційної мікроскопії мап (фрагменти (1),(3)) і гістограм (фрагменти (2),(4)) розподілів величини ФП мікроскопічних зображень гістологічних зрізів нирки померлих з групи 1 (фрагменти (1),(2)) і групи 3 (фрагменти (3),(4)) приведені на рис. 6. Для тканини нирки головним чинником формування координатної структури поляризаційних зображень є структурна анізотропія фібрилярних колагенових мереж, а також анізотропія формених елементів крові, які розсіюють (деполяризують) лазерне випромінювання. Тому із збільшенням ступеня крововтрати (зменшенням концентрації формених елементів крові) зростає глибина фазової модуляції лазерного випромінювання колагеновими сітками (рис. 6, фрагменти (2),(4)). За рахунок цього збільшуються значення середнього і дисперсії, які характеризують розподіли ФП гістологічних зрізів тканини нирки. На цьому фоні має місце зменшення величини статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують розподіли ФП мікроскопічних зображень гістологічних зрізів нирки померлих у діапазоні крововтрати до $V = 1000 \text{ мм}^3 \pm 100 \text{ мм}^3$.

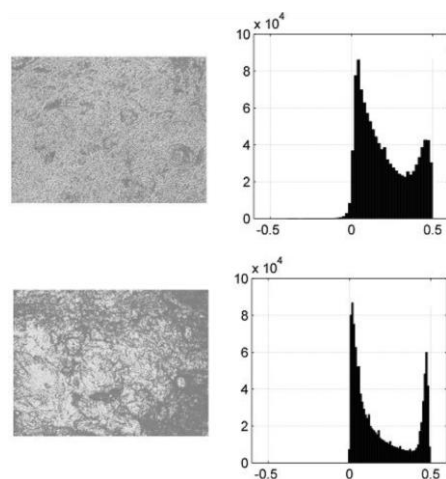


Рис. 6. Мапи ((1),(3)) і гістограми ((2),(4)) розподілів величини третього параметру вектора Стокса мікроскопічних зображень гістологічних зрізів нирки контрольної ((1),(2)) та дослідної ((3),(4)) груп померлих

Результати статистичного аналізу таких змін фазової структури мікроскопічних зображень гістологічних зрізів нирки померлих з різним ступенем крововтрати ілюструють статистичні моменти 1 – 4-го порядків, які приведені в таблиці 3.

Таблиця 3

Статистична структура Стокс-поляриметричних мап гістологічних зрізів нирки померлих з різним ступенем крововтрати

Крововтрата, мм ³	0	500мм ³ ± 100мм ³	1000мм ³ ± 100мм ³
Середнє, SM_1	0.19 ± 0.004	0.2 ± 0.005	0.21 ± 0.005
Критерії, t, p	$p < 0.05$	$p < 0.05$	$p < 0.05$
Дисперсія, SM_2	0.15 ± 0.007	0.16 ± 0.007	0.17 ± 0.008
Критерії, t, p	$p < 0.05$	$p < 0.05$	$p < 0.05$
Асиметрія, SM_3	0.64 ± 0.029	0.45 ± 0.023	0.33 ± 0.019
Критерії, t, p	$p < 0.05$	$p < 0.05$	$p < 0.05$
Ексцес, SM_4	1.17 ± 0.052	1.42 ± 0.054	1.85 ± 0.056
Критерії, t, p	$p < 0.05$	$p < 0.05$	$p < 0.05$

Крововтрата, мм ³	1500мм ³ ± 100мм ³	2000мм ³ ± 100мм ³	2500мм ³ ± 100мм ³
Середнє, SM_1	0.18 ± 0.008	0.23 ± 0.009	0.17 ± 0.008
Критерії, t, p	$p > 0.05$	$p > 0.05$	$p > 0.05$
Дисперсія, SM_2	0.15 ± 0.007	0.19 ± 0.008	0.16 ± 0.007
Критерії, t, p	$p > 0.05$	$p > 0.05$	$p > 0.05$
Асиметрія, SM_3	0.37 ± 0.021	0.32 ± 0.018	0.35 ± 0.024
Критерії, t, p	$p > 0.05$	$p > 0.05$	$p > 0.05$
Ексцес, SM_4	1.89 ± 0.049	1.82 ± 0.052	1.86 ± 0.047
Критерії, t, p	$p > 0.05$	$p > 0.05$	$p > 0.05$

Встановлено:

- діапазон зміни величини статистичних моментів 1– 4-го порядків, які характеризують розподіли ФП мікроскопічних зображень гістологічних зрізів нирки, за рівнем крововтрати складає 0 мм³ ÷ 1000 мм³;
- статистичний момент 1-го порядку (середнє) SM_1 змінюється у межах наступного діапазону середніх величин від 0,19 до 0,21;
- статистичний момент 2-го порядку (дисперсія) SM_2 змінюється у межах наступного діапазону середніх величин від 0,15 до 0,17;
- статистичний момент 3-го порядку (асиметрія) SM_3 змінюється у межах наступного діапазону середніх величин від 0,64 до 0,33;
- статистичний момент 4-го порядку (ексцес) SM_4 змінюється у межах наступного діапазону середніх величин від 1,17 до 1,85.

На рис. 7 представлені діаграми зміни набору статистичних моментів $SM_{1,2,2,4}$.

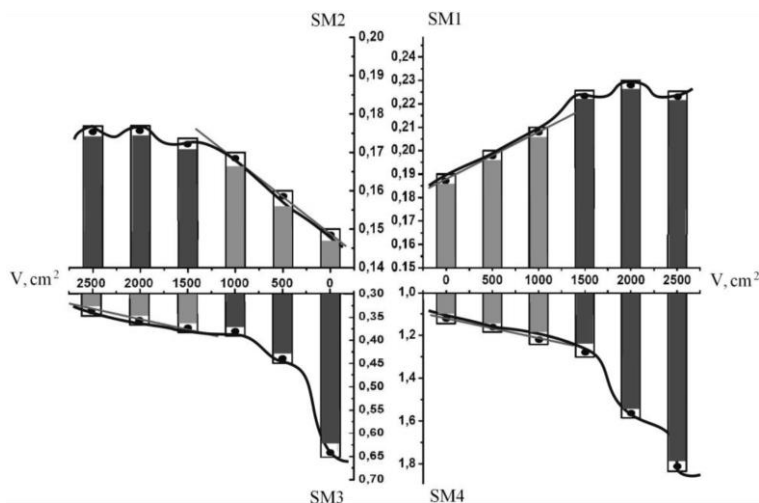


Рис. 7. Залежності величини середнього (1), дисперсії (2), асиметрії (3) та ексцесу (4), які характеризують Стокс-поляриметричні мапи гістологічних зрізів нирки померлих з різним ступенем крововтрати.

Визначення ступеня крововтрати

Алгоритм визначення ступеня крововтрати ілюструє рис. 10.

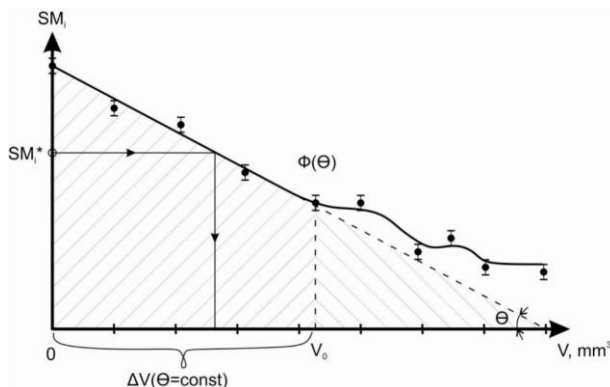


Рис. 10. Аналітична схема визначення об'єму крововтрати померлих методом поляризаційної мікроскопії.

Точність визначення об'єму крововтрати нирки

Крововтрата, мм ³	500 мм ³ ± 100 мм ³	1000 мм ³ ± 100 мм ³	1500 мм ³ ± 100 мм ³	2000 мм ³ ± 100 мм ³	2500 мм ³ ± 100 мм ³
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

ВИСНОВКИ

Отже, методом Стокс-поляриметричного картографування нами досліджений набір поляризаційних мап і гістограм розподілів випадкових значень фазового параметру мікроскопічних зображень гістологічних зрізів нирки померлих з різним ступенем крововтрати. З одержаних даних статистичного аналізу поляризаційних проявів крововтрати видно, що величини середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу, які характеризують розподіли ФП (Стокс-поляриметричні мапи) мікроскопічних зображень гістологічних зрізів нирки померлих, змінюються у межах об'єму крововтрати $0\text{мм}^3 \div 1000\text{мм}^3$. При цьому найбільш чутливим до таких змін виявилися - асиметрія SM_3 і ексцес SM_4 .

Даний факт підтверджує можливість використання даного методу для дослідження гістологічних зрізів нирки померлих внаслідок гострої крововтрати, а також можливість дослідження інших біологічних тканини з фібрилярною структурою та різним ступенем крововтрати.

Література

1. Tuchin VV, editor. Handbook of optical biomedical diagnostics. Bellingham: SPIE Press; 2002. 1110 p.
2. Yao G, Wang LV. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix characterization of biological tissue by optical coherence tomography. *Opt Lett*. 1999;24(8):537-9. doi: <https://doi.org/10.1364/OL.24.000537>
3. Tower TT, Tranquillo RT. Alignment maps of tissues: I. Microscopic elliptical polarimetry. *Biophys J*. 2001;81:2954-63. doi: [https://doi.org/10.1016/S0006-3495\(01\)75935-8](https://doi.org/10.1016/S0006-3495(01)75935-8)
4. Lu S-Y, Chipman R.A. Interpretation of Mueller matrices based on polar decomposition. *J Opt Soc Am A*. 1996;13(5):1106-13. doi: <https://doi.org/10.1364/JOSAA.13.001106>
5. Alfano RR, Tata DB, Cordero J, Tomashefsky P, Longo FW, Alfano MA. Laser Induced Fluorescence Spectroscopy from Native Cancerous and Normal Tissue. *IEEE J Quantum Electron*. 1984;20(12):1507-11. doi: [https://doi.org/10.1016/S1052-5157\(18\)30507-5](https://doi.org/10.1016/S1052-5157(18)30507-5)
6. Qu JY. Real time calibrated fluorescence imaging of tissue in vivo by using the combination of fluorescence and cross-polarized reflection. *Biomedical Topical Meetings*. 2002;71:485-7.
7. Cheong WF, Prah SA, Welch AJ. A review of the optical properties of biological tissues. *IEEE J of Quantum Electronics*. 1990;26(12):2166-85. doi: 10.1109/3.64354
8. Kienle A, Forster FK, Diebold R, Hibst R. Light propagation in dentin: influence of microstructure on anisotropy. *Phys Med Biol*. 2003;48(2):7-14. doi: 10.1088/0031-9155/48/2/401
9. Arteaga O. Mueller matrix polarimetry of anisotropic chiral media [dissertation]. University of Barcelona; 2010. 225 p.
10. Tuchin VV, editor. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science. Kluwer Academic Publishers; 2004. Chapter in the book, Ushenko AG, Pishak VP. Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications; p. 93-136.
11. Tuchin VV, editor. Handbook of photonics for biomedical science London.: CRC Press; 2010. Angelsky OV, Ushenko AG, Ushenko YuA, Pishak VP, Peresunko AP. Statistical, correlation and topological approaches in diagnostics of the structure and physiological state of birefringent biological tissues; p. 283-322.
12. Handbook of coherent-domain optical methods. New York : Springer Science+Business Media; 2013. Ushenko YA, Boychuk TM, Bachynsky VT, Mincer OP. Diagnostics of structure and physiological state of birefringent biological tissues: statistical, correlation and topological approaches; p. 107-48.
13. Ушенко ОГ, Бачинський ВТ, Ванчуляк ОЯ, Беженар ІЛ. Основи лазерної поляриметрії: патоморфологічні зміни біологічних тканин. Чернівці: ЧНУ; 2010. 372 с.

References

1. Tuchin VV, editor. Handbook of optical biomedical diagnostics. Bellingham: SPIE Press; 2002. 1110 p.
2. Yao G, Wang LV. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix characterization of biological tissue by optical coherence tomography. *Opt Lett*. 1999;24(8):537-9. doi: <https://doi.org/10.1364/OL.24.000537>
3. Tower TT, Tranquillo RT. Alignment maps of tissues: I. Microscopic elliptical polarimetry. *Biophys J*. 2001;81:2954-63. doi: [https://doi.org/10.1016/S0006-3495\(01\)75935-8](https://doi.org/10.1016/S0006-3495(01)75935-8)
4. Lu S-Y, Chipman R.A. Interpretation of Mueller matrices based on polar decomposition. *J Opt Soc Am A*. 1996;13(5):1106-13. doi: <https://doi.org/10.1364/JOSAA.13.001106>
5. Alfano RR, Tata DB, Cordero J, Tomashefsky P, Longo FW, Alfano MA. Laser Induced Fluorescence Spectroscopy from Native Cancerous and Normal Tissue. *IEEE J Quantum Electron*. 1984;20(12):1507-11. doi: [https://doi.org/10.1016/S1052-5157\(18\)30507-5](https://doi.org/10.1016/S1052-5157(18)30507-5)
6. Qu JY. Real time calibrated fluorescence imaging of tissue in vivo by using the combination of fluorescence and cross-polarized reflection. *Biomedical Topical Meetings*. 2002;71:485-7.
7. Cheong WF, Prah SA, Welch AJ. A review of the optical properties of biological tissues. *IEEE J of Quantum Electronics*. 1990;26(12):2166-85. doi: 10.1109/3.64354
8. Kienle A, Forster FK, Diebold R, Hibst R. Light propagation in dentin: influence of microstructure on anisotropy. *Phys Med Biol*. 2003;48(2):7-14. doi: 10.1088/0031-9155/48/2/401
9. Arteaga O. Mueller matrix polarimetry of anisotropic chiral media [dissertation]. University of Barcelona; 2010. 225 p.
10. Tuchin VV, editor. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science. Kluwer Academic Publishers; 2004. Chapter in the book, Ushenko AG, Pishak VP. Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications; p. 93-136.
11. Tuchin VV, editor. Handbook of photonics for biomedical science London.: CRC Press; 2010. Angelsky OV, Ushenko AG, Ushenko YuA, Pishak VP, Peresunko AP. Statistical, correlation and topological approaches in diagnostics of the structure and physiological state of birefringent biological tissues; p. 283-322.
12. Handbook of coherent-domain optical methods. New York : Springer Science+Business Media; 2013. Ushenko YA,

Boychuk TM, Bachynskyi VT, Mincer OP. Diagnostics of structure and physiological state of birefringent biological tissues: statistical, correlation and topological approaches; p. 107-48.

13. Ushenko OH, Bachynskyi VT, Vanchuliak OI, Bezhenar IL. Osnovy lazernoi poliaryometrii: patomorfologichni zminy biolohichnykh tkanyn [Fundamentals of laser polarimetry: pathomorphological changes in biological tissues]. Chernivtsi: ChNU; 2010. 372 s. (in Ukrainian)

СУДЕБНО-МЕДИЦИНСКИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ДИАГНОСТИКИ ОБЪЕМА КРОВОПОТЕРИ МЕТОДОМ ЦИФРОВОЙ СТОКС-ПОЛЯРИМЕТРИИ ГИСТОЛОГИЧЕСКИХ СРЕЗОВ ПОЧКИ

Бачинский В.Т., Сивокоровская А-В.С.

Резюме. В статье проанализирована возможность использования метода цифровой Стокс-поляриметрии гистологических срезов почки для диагностики объема кровопотери. Доказана эффективность использования данного метода для установления объема кровопотери в пределах от $0\text{мм}^3 \div 1000\text{мм}^3$.

Ключевые слова: острая кровопотеря, лазерная поляриметрия, судебно-медицинская экспертиза.

FORENSIC MEDICINE POSSIBILITY OF DIAGNOSTICS BLOOD LOSS VOLUME BY THE METHOD OF DIGITAL STOKS POLARIMETRY OF HISTOLOGICAL CUTS OF KIDNEY

Bachynskyi V.T., Sivokorovska A.

Abstract. The article shows the possibility of using the method of digital Stokes polarimetry of histological sections of the kidney to diagnose the bleeding. Proved the effectiveness of using this method to establish the amount of blood loss from $0\text{mm}^3 \div 1000\text{mm}^3$.

Keywords: acute blood loss, laser polarimetry, forensic medicine.

УДК 340.6 : 616-001-073.524

СУДОВО-МЕДИЧНА ДІАГНОСТИКА ВИДУ ГОСТРОГО ТРАВМУЮЧОГО ПРЕДМЕТА В ЕКСПЕРТНІЙ ПРАКТИЦІ

©Кишкан П.Я., Савка І.Г.

ВДНЗ України «Буковинський державний медичний університет», м. Чернівці

Резюме. В статті проаналізовано сучасні вітчизняні та закордонні джерела літератури стосовно висвітлення існуючих та пошуку нових перспективних методів судово-медичної діагностики виду гострого травмуючого предмета.

Ключові слова: судово-медична діагностика, гострий травмуючий предмет, просторова реконструкція, тілесні ушкодження.

ВСТУП. Пошук нових та удосконалення відомих методів діагностики травмуючого предмета – одне з важливих актуальних завдань у судово-медичній практиці та діяльності правоохоронних органів. На сьогодні в Україні та світі спостерігається суттєве зростання смертельних випадків, зумовлених травмою, та кримінальних злочинів із використанням, частіше за все, різних видів гострих предметів. У загальній структурі смертельних ушкоджень травми, спричинені гострими знаряддями, посідають друге місце після тупої травми. Серед ушкоджень гострими предметами найбільший відсоток (понад 81%) складають травми, заподіяні колюче-ріжучими знаряддями, решту припадає на ушкодження колотими – 10%, ріжучими – 7% і рубячими – близько 2% [24]. Травмуючими предметами при гострій травмі найчастіше є ножі за типом ножів-клинків, рідше – скалки скла та гострі ріжучі кромки інших знарядь. При ушкодженнях гострими предметами формування рани на тілі потерпілого істотно залежить від знаряддя, яким спричинена травма. При цьому морфологічні особливості рани дозволяють виявити конструктивні особливості травмуючого об'єкту. Чітка залежність характеру рани й ушкоджень паренхіматозних органів від довжини й поперечника знаряддя травми прослідковується при ушкодженнях, заподіяних колючими та колюче-ріжучими предметами [8, 24].

При проведенні судово-медичної експертизи трупів чи освідчення живих осіб у випадках травми колюче-