

УДК 681.5; 004.93

DOI: 10.18372/2073-4751.81.20139

¹Хобта Ю.В.,

orcid.org/0009-0000-3238-1096,

e-mail: yuriy.khobta@teleoptic-pra.com.ua,

¹Мірошниченко С.І., д.т.н.,

orcid.org/0000-0003-4169-3440,

e-mail: msi@teleoptic-pra.com.ua,

²Мірошниченко О.С., к.т.н.,

orcid.org/0000-0002-3612-7615,

e-mail: oleksandra.miroshnychenko@npp.kai.edu.ua

КОМП'ЮТЕРИЗОВАНА ПЛАНАРНАТОМОГРАФІЧНА СИСТЕМА ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ БОЙОВИХ ПОРАНЕНЬ

¹Науково-виробниче об'єднання «Телеоптика»²Державний університет «Київський авіаційний інститут»

Вступ

Сучасні бойові дії характеризуються масовим застосуванням осколкових вибухових частин як у дронівих скидів, так і у авіаційних та артилерійських касетних боєприпасів. Це обумовлює велику кількість бойових поранень та травм осколкового характеру, особливо незахищених засобами захисту кінцівок. Затримки діагностики та початку проведення лікування таких поранень вкрай негативно впливають на ефективність лікування. Ось чому якісна діагностика поранених під час медичного сортування та перша хірургічна допомога мають виконуватись якомога швидше в зонах, наближених до переднього краю фронту.

З точки зору ефективності діагностики бойових поранень та травм, їх виявлення та ідентифікації, найкращі результати дає використання рентгенівських комп'ютерних томографів – СТ (від англійської назви – *Computed Tomography*) [1]. Вони забезпечують діагностичну чутливість (*Diagnostic Sensitivity – DS*) близьку до 100%, тобто $DS_{CT} = 1$. В подальшому в роботі СТ приймається за еталон (золотий стандарт) методу діагностики поранень кінцівок. Проте найпоширенішим рентгенівським методом діагностики є рентгенографія діагностична чутливість якого набагато менше ($DS < 1$).

Як технології отримання інформації в формі зображень, рентгенографія та

рентгенівська комп'ютерна томографія суттєво різняться. Прі рентгенографії зображення з'являються в результаті накопичення детектором протягом короткого часу дії іонізуючої рентгенівського променю та перетворення рентгенівського зображення в видиме. Приймач рентгенівського випромінювання, зазвичай складається з двофазового перетворення: пластина з тонким шаром (до 400 мкм) солей рідкоземельних, або важких металів, перетворює рентген на видиме випромінювання. Для реєстрації світла може бути використана рентгенівська плівка, або матриця фотодіодів, які формують двовимірне аналогове, або цифрове зображення. Рентгенографія на етапі формування інформації (зображення) не потребує додаткових інформаційних технологій, в той же час, томографія з першого кроку є інформаційною технологією, яку реалізують в вигляді спеціалізованої комп'ютерної системи (СКС). Технологія основана на русі випромінювача та приймача відносно об'єкта діагностики і отриманні сотень рентгенографічних зображень (проекцій) під різними кутами. Наступним кроком технології є розрахунок (реконструкція) інформації в вигляді тривимірного зображення. Потім, по бажанню оператора (лікаря), можуть бути сформовані зображення двовимірних перерізів. Тобто томограф є спеціалізованою комп'ютерною системою, яка складається з інструментальної частини для

отримання проекцій і безпосереднє обчислювача, який розраховує інформаційний масив – тривимірний образ об'єкта діагностики.

Інструментальну частину томографів зазвичай реалізують в вигляді важкого (біля тони) сканера, який формує тонкий віялоподібний обертовий промінь, і столу пацієнта, який лінійно рухається під час обертання джерела рентгенівського проміння. На тілі пацієнта ці рухи формують сукупну спіралеподібну траєкторію. Тому томографи називають спіральними.

На жаль, в умовах сучасних бойових дій можливість використання стаціонарних та пересувних (на базі вантажних автомобілів з великими фургонами) рентгенівських спіральних томографічних сканерів в медичних сортувальних пунктах та польових шпиталях неможлива не тільки через їх вагу, а і через неохочість великих енергозатрат цього типу обладнання. В цих місцях використовуються мобільні цифрові рентгенографічні апарати вагою до 80 кг, які вже довели свою доцільність та необхідність [2]. Проте, за існуючими оцінками [3], в різних застосуваннях для медичної діагностики рентгенографія має чутливість $DS_{MR} = 0,35 \dots 0,45$, тобто в 2...3 рази менше за томографію. Таким чином є доцільність розробки принципово нової СКС мобільного рентгенівського комплексу для виявлення та ідентифікації бойових поранень та травм в медичних сортувальних пунктах та польових шпиталях на основі інформаційної технології томографії.

В той же час, розробка СКС мобільних томографічних комплексів зустрічає значні труднощі. Реалізація томографічних алгоритмів формування інформації в формі тривимірного образу потребує, з одного боку, виконання як мінімум десятків проекцій рентгенівських зображень об'єкту діагностики під різними кутами, а з іншого боку, високої точності розташування випромінювача та приймача під час їх руху.

Мета

Метою статті є розробка спеціалізованої комп'ютерної системи (СКС) мобільного томографічного рентгенівського комплексу з підвищеною ефективністю виявлення бойових поранень та травм і підтвердження її ефективності за допомогою серії дослідів із різними фантомами.

Основна частина

Чутливість діагностики бойових поранень та травм є параметром, який в загальному вигляді відображає ефективність методу обстеження. Отже завданням даної роботи було подолання розриву між мобільною DR-рентгенографією і стаціонарною дороговартісною спіральною комп'ютерною томографією (СТ). За допомогою системотехнічного аналізу було визначено шляхи апаратної та програмної реалізації інформаційної технології томографії в рентгенівських мобільних апаратах з вимірюванням щільності об'єктів та низькою дозою опромінення [4-7].

Рентгенографічне зображення було розглянуто з точки зору сумачії зображень паралельних шарів об'єкту дослідження і розроблена загальна модель зображення бойового поранення. У лінійному наближенні, при куті перетину паралельному площині детектора $\{x, y, z_0\}$ зображення може бути описано як

$$L_{z_0}(x, y, z_0) = S(x, y, z_0) + \sum_i \sum_j \sum_k a_{ijk} \cdot L_{ijk}(x, y, z_i), \quad (1)$$

де $L_{z_0}(x, y, z_0)$ – зображення шару в площині патології $z = z_0$; $S(x, y, z_0)$ – зображення перерізу в площині патології $z = z_0$; $L_{ijk}(x, y, z_i)$ – зображення шару в площині $z = z_i$; a_{ijk} – вагові коефіцієнти сумування зображень, i та j – кроки зміщення по координатах X та Y , а k – крок зміщення по координаті Z .

Діагностична інформація про патологію сконцентрована в одному, чи послідовності зображень перерізів $S(x, y, z_0)$. Додаткова складова формули (1) формує частину зображення, яка заважає виявленню та класифікації патологій. В ідеальній системі $\sum_i \sum_j \sum_k a_{ijk} \cdot L_{ijk}(x, y, z_i) = 0$, тобто вихідні зображення дорівнюють

зображенням перерізів $S(x, y, z_0)$. Такі зображення формують ідеальні (комп'ютерні) томографи.

Показано, що в лінійному наближенні можна прийняти рентгенографічні зображення як суму зображення шару з патологією i шарів зображень кісткової тканини. Отримаємо

$$C_p(i) = \frac{i \cdot B_b - (B_p + (i-1) \cdot B_b)}{i \cdot B_b} = \frac{C_p(1)}{i}, \quad (2)$$

де B_b – яскравість на зображенні одного прошарку кістки товщиною h , що не належить до патології. При товщині кістки $i \cdot h$ та товщині слою з патологією h , яка має контраст C_p в площині слою патології. C_p відповідає контрасту на томографічному зображенні C_{DR} . Вираз (2) вказує на те, що контраст рентгенографічного зображення буде в i раз менше контрасту томографічного зображення.

Для підтвердження справедливості виразу (2) був зроблений фантом, який імітує бойове поранення кінцівки (рис. 1,б). При моделюванні кісткової тканини кінцівки використовувались кістки тваринного походження, а м'які тканини моделювались епоксидною смолою, для рентгенівського випромінювання має коефіцієнт розсіяння, подібний до м'яких тканин людини.

При моделюванні вибухових осколків використовувались об'єкти різних форм: паралелепіпеди величиною граней 4,5х3,5х4,5 мм, 6,0х5,0х4,0 мм та трикутні пірамідки з гранями 5,0х4,5х4,0 мм. Розрахункові значення підвищення контрасту тест об'єктів в фантомі (Табл. 1) мають величину від 6,2 до 11.

При пошуку об'єктів на зображенні, вони вважаються видимими, якщо їх контраст більше 5%. Як видно з таблиці при рентгенографії контраст невеликих патологій на фоні кісткової тканини (як зазвичай це є на кінцівках) є таким, що не дозволяє їх виявити для проведення операції по видаленню.

Труднощі реалізації мобільного томографа обумовлені тим, що мобільність комплексу пов'язана зі значними

похибками встановлення та траєкторії руху випромінювача та приймача, що унеможливило використання спіральних томографів в зоні бойових дій.

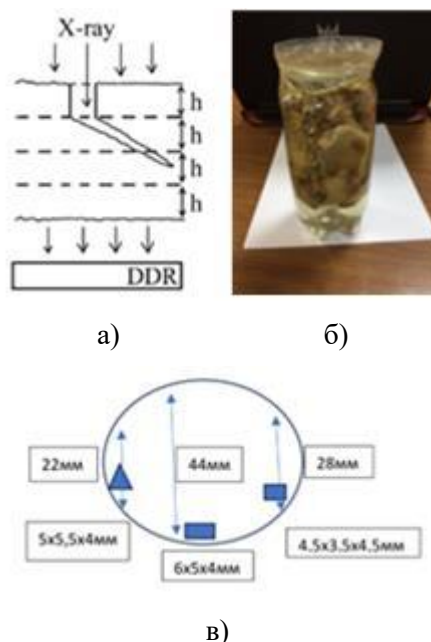


Рис. 1. Геометрична модель (а) контрасту патології, зовнішній вигляд (б), геометричні розміри тестових об'єктів та кісткової тканини (в) в фантомі, який імітує бойове поранення

Таблиця 1. Результати розрахунків підвищення контрасту тест об'єктів

Об'єкт	Трикутний 4,5х5,5 мм	Прямокутний 6х5мм	Прямокутний 4,5 х3, 5 мм
Товщина тест об'єкту, мм	4,0	4,0	4,5
Товщина проєкції кістки, мм	22	44	28
Томографічний контраст, C_{DT} , %, (середній 24,3%)	36	15	22
Розрахунковий контраст рентгендіагностики C_{DR} , %	4,4 (4,0)	2,2 (1,8)	3,9(3,8)
Співвідношення C_{DT}/C_{DR}	9,0	11	6,2

Було запропоновано використати технологію цифрової планарної томографії (томосинтезу). Аналоговий прототип, що

використовував цей метод було вперше представлено після першої світової війни у 1921 році, проте він так і не отримав великого поширення через низьке співвідношення діагностична інформація/дозове навантаження. Розробка на початку 2010х років цифрових динамічних рентгеновських приймачів дозволило реабілітувати цей метод. За різними оцінками, його діагностична чутливість складає приблизно 0,85-0,9 від чутливості комп'ютерної томографії. Ще одним недоліком алгоритмів томосинтезу, які використовують обмежений кут сканування $20...40^\circ$ порівняно з спіральними томографічними, де кут сканування складає 360° , є неможливість точно вимірювати щільність органів та тканин, що діагностуються, в одиницях Хаунсфілда чи безпосередньо в г/см^3 .

Стаціонарні цифрові рентгеновські системи з томосинтезом працюють в Україні з 2018 року і показали свою ефективність під час пандемії COVID-19, а також при обстеженні поранених бійців у тилових госпіталях.

На зображенні (рис.2,а) бойового поранення (множинного крайового переламу кісток) гіпс, м'які тканини та кістки зменшують контраст множинного переламу кісток до рівня візуальної втрати спостереження. В той же час на зображенні планарної цифрової томографії (рис.2,б) множинний перелам кісток має контраст у 6...8 разів більше і добре видимий.

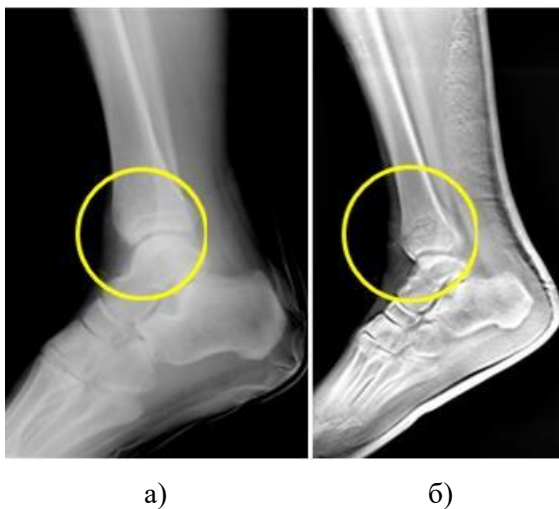


Рис.2. Приклад зображень рентгенографії (а) і томосинтезу (б) кінцівки з переломом у гіпсі.

Мобільних систем з томосинтезом на ринку ще не існує. Тому, в якості моделюючого стенду використано діючий зразок ветеринарного мобільного апарату з томосинтезом для обстеження кінцівок коней (див. рис.3.а). Апарат виготовляється «Науково-виробничим об'єднанням Телеоптика» та має зареєстрований міжнародний бренд *EqueTomTM* (скорочено – ET).



а)



б)

Рис. 3. Зовнішній вигляд моделюючого стенду (а), інтерфейс користувача в режимі "Tomography" (б).

Інтерфейс моделюючого стенду дозволяє виконувати рентгенографічне та пошарове томографічне спостереження зображень фантома суглоба кінцівки, а також вимірювати середню яскравість обраного участку зображення та його дисперсію.

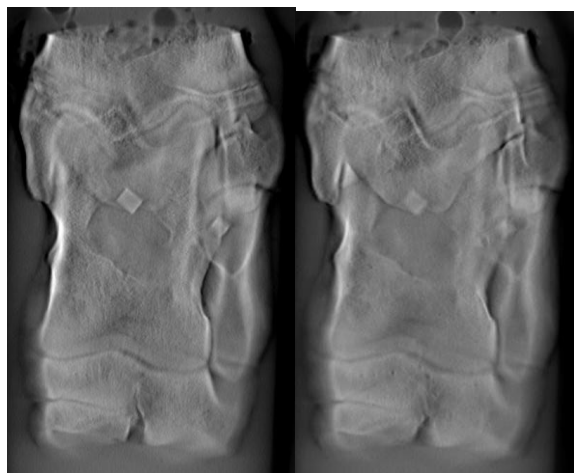
Було виміряно контрасти тест-об'єктів на рентгенографічних зображеннях (рис. 4,а) та на шарах томографічних зображень (рис. 4,б,в). В

процесі виконання експериментів було виявлено, що підвищений контраст зображень в мобільному комплексі стійкий до похибок позиціонування та руху його частин.

Використання фантома дає можливість порівняти контраст уламків кісток на зображеннях томографічних шарів (рис.4, б,в), отриманих на апараті *EquiTom*, з контрастом уламок кісток на рентгенографічному зображенні (Рис.4, а).



а)



б)

в)

Рис.9. Рентгенографічне зображення фантому (а), томографічні зображення 80-го (б) та 90-го (в) шарів фантому.

Спочатку було виміряно контраст тестових об'єктів, що імітують уламки кістки на рентгенографічному зображенні при параметрах $U_a = 75kV$, $Q = 5mAs$. Розрахунок контрасту було виконано за формулою:

$$C_{O\ DR} = \frac{B_O - B_{BG}}{B_{BG}}, \quad (3)$$

де B_O – середня яскравість тестового об'єкта в одиницях градацій сірого (GS); B_{BG} – середня яскравість фону поблизу тестового об'єкту; $C_{O\ DR}$ – контраст об'єкта на рентгенографічному зображенні.

Аналогічно було виміряно контраст тих же уламків на зображення томографічних шарів $C_{O\ DT}$ при параметрах томосинтезу $U_a = 75kV$, $Q = 50mAs$. Розрахунок контрасту виконаємо за формулою

$$C_{O\ DT} = \frac{B_{OT} - B_{BGT}}{B_{BGT}}, \quad (4)$$

де B_{OT} – середня яскравість тестового об'єкта на томографічному шарі в одиницях градацій сірого (GS); B_{BGT} – середня яскравість фону поблизу тестового об'єкта на томографічному шарі.

Збільшення контрасту тестових об'єктів, що імітують уламки кістки на рентгенографічних зображеннях фантома при переході від рентгенографії до томосинтезу дорівнює відношенню

$$C_B = \frac{C_{O\ DT}}{C_{O\ DR}}. \quad (5)$$

Таблиця 2. Результати вимірювань на рентгенографічному зображенні.

Об'єкт	Трикутний 4,5х5,5 мм	Прямокутний 6х5мм	Прямокутний 4,5 х3,5 мм
B_O, GS	5923	5057	6044
B_{BG}, GS	6169	5152	6274
$C_{O\ DR}, \%$	4,2	1,9	3,8
B_{OT}, GS	2122	1723	1844
B_{BGT}, GS	1560	1496	1508
$C_{O\ DT}, \%$	26,5	13,2	18,2
C_B	9,0	8,3	6,0

Виміряний контраст уламків кісток, на рентгенографічному зображенні при параметрах $U_a = 75kV$, $Q = 5mAs$ склав 4,2%, 1,9% і 3,8% (табл. 2), що менш, як 5%. Згідно існуючої теорії візуального виявлення це відповідає зоні невпевненого візуального виявлення. Це підтверджується виглядом уламків кісток на рис. 4,а.

За результатами вимірювань контраст тестових об'єктів, що імітують

уламки кістки, на зображеннях томографічних шарів при параметрах томосинтезу $U_a = 75kV$, $Q = 5mAs$ склав 36%, 15% і 22%, що відповідає зоні впевненого візуального виявлення.

Таким чином, за результатами вимірювань знайдено, що контраст зображень уламків кісток середніх розмірів, виконаних із кортикальної (суцільної) кістки, на цифрових зображеннях томосинтезу (Рис.9, б, в) збільшується проти контрасту уламків кісток на рентгенографічному зображенні (Рис.9, а) від 6 до 9 разів, в середньому в 7,8 разу.

Наявність високо контрастних уламків кісток на зображеннях цифрового томосинтезу дозволяє проводити вимірювання їх просторових розмірів у площині шарів та за глибиною перпендикулярно шарам за їх номерами. Останнє для рентгенографічних зображень у принципі не можливо.

Висновки

В даній роботі було обґрунтовано використання методу цифрового рентгенівського томосинтезу для використання в мобільних діагностичних комплексах в медичних фронтових стаціонарах. Були виконані такі кроки:

- Експериментально отримано підвищення контрасту зображень патологій в 6...8 разів в мобільних рентгенівських комплексах з томографічною інформаційною технологією порівняно з рентгенографічними зображеннями. Це відповідає теоретично очікуваним значенням. Знайдено, що підвищення контрасту є стійким відносно похибок встановлення та траєкторії руху випромінювача та приймача.

- Створено моделюючий стенд, в якому використано діючий зразок ветеринарного мобільного апарату з томосинтезом та освоєно виробництво трьох типів вимірювальних фантомів. Це дало можливість отримати достовірні результати вимірювань. Обґрунтовані шляхи удосконалення, а саме використання фантомів в

першому на світовому ринку апараті з томосинтезом, який знайшов впровадження в складних умовах ветеринарних клінік для коней. Апарат обрано як прототип мобільних томографічних рентгенівських комплексів з підвищеною ефективністю виявлення бойових поранень та травм.

Література

1. Воєнно-польова хірургія. за ред. Я. Л. Заруцького, В. Я. Білого. Київ : Фенікс, 2018. 552 с.
2. Носов А. А., Мірошніченко С., Коваленко Ю. М. Цифрові рентгенівські технології допомагають рятувати життя пораненим бійцям. *Радіологічний вісник*. 2014 № 3. С. 9–12.
3. WHO consolidated guidelines on tuberculosis: module 2: screening: systematic screening for tuberculosis disease. URL: <https://www.who.int/publications/i/item/9789240022676>.
4. Мірошніченко С. І., Уріна Л. К. Томосинтез на базовій рентгенодіагностичній системі. Київ : Медицина України, 2019. 40 с.
5. ST-14770-2022-INIT en. Council Recommendation on strengthening prevention through early detection: A new EU approach on cancer screening replacing Council Recommendation 2003/878/EC.
6. Miroshnychenko O. et al. Assessment of Compliance Digital X-ray Tomosynthesis Images of Chest with the Requirements for the Tomographic Images Quality. *2022 IEEE 41st International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO) : proceedings*, Kyiv, Ukraine, 10–14 October 2022 / IEEE. 2022. P. 401–404. DOI: 10.1109/ELNANO54667.2022.9927068.
7. Miroshnychenko O. et al. Contrasts comparison of the same cases of chest pathologies for radiography and tomosynthesis. *2020 International Symposium on Electronics and Telecommunications (ISETC)*, Timisoara, Romania, 05–06 November 2020 / IEEE. 2020. P. 1–4. DOI: 10.1109/ISETC50328.2020.9301081.

Хобта Ю.В., Мірошніченко С.І., Мірошніченко О.С.

КОМП'ЮТЕРІЗОВАНА ПЛАНАРНА ТОМОГРАФІЧНА СИСТЕМА ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ БОЙОВИХ ПОРАНЕНЬ

В даній роботі було обґрунтовано використання мобільних комплексів цифрового рентгенівського томосинтезу для діагностики осколкових поранень в прифронтових шпиталях. Підчас досліджень було експериментально отримано підвищення контрасту зображень патологій в 6...8 разів в мобільних рентгенівських комплексах з томографічною інформаційною технологією порівняно з рентгенографічними зображеннями. Було створено моделюючий стенд, в якому використано діючий зразок ветеринарного мобільного апарату з томосинтезом та розроблено вимірювальний фантом, що моделює уламкові ураження кінцівок. Це дало можливість отримати достовірні результати вимірювань.

Ключові слова: рентгенографія; цифровий томосинтез; томографія; контраст; зображення; фантом.

Khobta Y.V., Miroshnychenko S.I., Miroshnychenko O.S.

COMPUTERIZED PLANAR TOMOGRAPHY SYSTEM FOR DIAGNOSTICS OF COMBAT INJURIES

In this work, the use of mobile digital X-ray tomosynthesis complexes for diagnosis of shrapnel wounds in front-line hospitals was substantiated. During the research, an increase in the contrast of pathological images by 6...8 times was experimentally obtained in mobile X-ray complexes with tomographic information technology compared to X-ray images. A modeling stand was created in which a working sample of a veterinary mobile device with tomosynthesis was used and a measuring phantom was developed that simulates shrapnel lesions of the extremities. This made it possible to obtain reliable measurement results.

Keywords: radiography; digital tomosynthesis; tomography; contrast; image; phantom.