

DOI: 10.18372/2310-5461.65.19925

УДК: 681.5; 004.93

Ю. В. Хобта,

ТОВ «Науково-виробнича компанія Телеоптик»

<https://orcid.org/0009-0000-3238-1096>

e-mail: Yuriy.Khobta@teleoptic-pra.com.ua

С. І. Мірошніченко, д-р техн. наук, проф.

«Науково-виробниче об'єднання Телеоптика», ТОВ

<https://orcid.org/0000-0003-4169-3440>

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

О. С. Мірошніченко, канд. техн. наук, доц.

Київський авіаційний університет

<https://orcid.org/0000-0002-3612-7615>

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

ВИКОРИСТАННЯ ТЕХНОЛОГІЙ РЕНТГЕНІВСЬКОГО ТОМОСИНТЕЗУ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ВНУТРІШНІХ БОЙОВИХ ТРАВМ

Вступ

Сучасні бойові дії характеризуються масовим використанням осколкових вибухових частин як у дронів, так і у авіаційних та артилерійських касетних боєприпасів. Це обумовлює велику кількість бойових поранень та травм осколкового характеру. Розрізняють кілька видів патологій зумовлених осколковими ураженнями, що вимагають інструментальної діагностики, основні з них: шрапнель застрягає в тілі пораненого і незакінчений перелам.

У випадку, коли уламок залишається в тілі пораненого необхідно точно локалізувати його положення, для того, щоб видалити його з найменшою шкодою для пацієнта.

Випадки незакінченого переламу з'являються тоді, коли шрапнель, маючи велику кінетичну енергію зіштовхується із кісткою і призводить до її часткової руйнації. При цьому використання рентгенографії має недостатню ефективність через низький контраст такого ушкодження.

Враховуючи, що бронжилети та каски забезпечують захист тулубу та голови комбатантів, в той час як кінцівки залишаються без захисту, що спричиняє значний відсоток осколкових уражень саме цих частин тіла. Евакуація поранених з поля бою територією, яка частково контролюється дронами ворога, потребує значного часу. Як наслідок, в медичні сортувальні пункти та польові шпиталі поранені військовослужбовці транспортуються з затримками. Це внесло корективи в розподіл рівня тяжкості поранень через розвиток бактеріальних інфекцій та крововтрат, порівняно зі статистикою, що була отримана під час бойових дій в серпні-вересні 2014, коли дрони практично не використо-

увались. Такі затримки 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 [1, 2].

Під час виявлення та діагностики патологій в медичній практиці, в тому числі і бойових поранень та травм у вигляді осколкових інвазій та незакінчених переламів, можна отримати лише один із чотирьох результатів (рис. 1):

1. Істинно позитивний (TP – true positive) – вірний діагноз – підтвердження наявності патології у пацієнта, який її має.

2. Істинно негативний (TN – true negative) – вірний діагноз – підтвердження відсутності патології у пацієнта, що її немає.

3. Хибнопозитивний (FP – false positive) – невірний діагноз – помилкове діагностування патології у пацієнта, який її немає.

4. Хибнонегативний (FN – false negative) – невірний діагноз – твердження про відсутність патології у пацієнта у якого вона присутня.

Хибнопозитивні рішення мають назву помилок першого типу (α -помилка, помилкової тривоги), а хибнонегативні рішення називаються помилками другого типу (β -помилками, пропусками патології).

Помилки першого типу вважаються менш небезпечними, тому що вони ведуть до додаткових обстежень пацієнта, тобто до збільшення економічних витрат та витрат часу на діагностику, а не до неправильного лікування.

Результатом помилки другого типу може бути пізнє виявлення уламка вражаючого елемента або незакінченого переламу у пораненого, що може

призвести до, неправильне лікування, а внаслідок цього до погіршення стану здоров'я, інвалідності або смерті пацієнта, що її можна було уникнути. Чим більш досвідченим є лікар-діагност, тим з меншою ймовірністю він робить помилки обох типів, використовуючи наявні методи діагностики.

	Позитивний результат	Негативний результат
Є патологія	Вірний діагноз TP	Невірний діагноз FN
Немає патології	Невірний діагноз FP	Вірний діагноз TN

Рис. 1. Матриця можливих варіантів результатів діагностики

Як правило, зменшити ймовірність помилок I та II типу одночасно не вдається. Тому в практичній діяльності припустимий рівень хибно-позитивних рішень встановлюється найчастіше на рівні 5 %. Тобто лікар може зробити таку помилку в одному з 20 випадків.

Ймовірність пропусків поранень та скритих травм максимально зменшують, використовуючи всі наявні фізикальні, інструментальні та променеві методи.

Для оцінки інформативності променевої діагностики патологій використати такі показники, як діагностична чутливість та специфічність.

Діагностична чутливість (DS – diagnostic sensitivity) – ймовірність виявлення патології, якщо вона наявна у пацієнта. DS визначається часткою істинно позитивних результатів серед усіх пацієнтів з патологією:

$$DS = \frac{TP}{D^+},$$

де TP – кількість пацієнтів з істинно-позитивним результатом діагностики; D^+ – загальна кількість пацієнтів з патологією:

$$D^+ = TP + FN,$$

де FN – хибно негативні результати.

Чим вища діагностична чутливість діагностичного методу, тим з більшою ймовірністю за його допомогою буде виявлятися патологія і, відповідно, тим воно ефективніше.

Специфічність (Sp – specificity) – здатність радіологічного дослідження не давати, за відсутності поранення, хибно позитивних результатів, яка визначається часткою істинно негативних результатів серед здорових обстежуваних бійців:

$$Sp = \frac{TN}{D^-},$$

де TN – кількість пацієнтів з істино-негативним результатом діагностики; D^- – кількість пацієнтів без патології:

$$D^- = TN + FP,$$

де FP – кількість хибно позитивних результатів.

Специфічність апіорі показує частку здорових обстежуваних бійців, у яких за результатами дослідження буде отримано негативний результат. Чим вища специфічність дослідження, тим надійніше підтверджується відсутність поранення і тим, відповідно, воно ефективніше.

Незважаючи на розповсюдженість різних променевих методів діагностики, рентгенівські методи зарекомендували себе, як найкраще. 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]. Цей метод дозволяє за допомогою програмних засобів реконструювати зрізи ділянки інтересу в будь-якій площині і створювати 3-D зображення. СТ забезпечує діагностичну чутливість від 98 % до 100 %, тобто $DS_{CT} = 0,98 - 1$. У загальній практиці, при діагностиці кісток та легень, СТ приймається за еталон (золотий стандарт). Враховуючи характер бойових поранень та травм, цей метод дозволяє з великою ймовірністю встановлювати місця локалізації шрапнелі та незакінчених переламів. Інші рентгенівські методи діагностики дають нижчу діагностичну чутливість.

Постановка проблеми

На жаль, в умовах сучасних бойових дій можливість використання стаціонарних та пересувних (на базі вантажних автомобілів з великими фургонами) рентгенівських томографів в медичних сортувальних пунктах та польових шпиталях вкрай обмежена. Причиною цього є велика вага такого обладнання, необхідність у його точному горизонтальному позиціонуванні, та у стабільному електропостачанні високої потужності. В цих місцях використовуються мобільні цифрові рентгенографічні апарати, які вже довели свою доцільність та необхідність не тільки в медицині, але і в пошуку вибухонебезпечних пристроїв [3]. За існуючими оцінками [4], в різних застосуваннях для медичної діагностики рентгенографія має чутливість $DS_{DR} = 0,35...0,45$, тобто в 2...3 рази менше за комп'ютерну томографію.

Брак досвідчених лікарів-діагностів та неможливість швидкої підготовки нових вимагає підвищення рівня діагностичного оснащення польових шпиталів медичною технікою з високим рівнем діагностичної чутливості.

Необхідно впровадити такий компромісний метод рентгенівського дослідження, який би містив в собі мобільність і економічність рентгенографії та можливість отримання зображень зрізів

досліджуваних ділянок та високої діагностичної чутливості, як у комп'ютерної томографії.

Аналіз останніх досліджень та публікацій

В незалежній Україні необхідність масового використання рентгенівських обстежень при виявленні та ідентифікації бойових поранень та травм вперше з'явилась в 2014 році при веденні бойових дій в Донецькій та Луганській областях. В той час основним методом рентгенівських обстежень було використання рентгенівської плівки з відповідними етапами її хімічного проявлення та сушки. Для забезпечення необхідної ефективності роботи вкрай завантажених польових шпиталів, потрібен був перехід на цифрову технологію отримання зображень.

Швидка (протягом секунд) візуалізація діагностичних зображень та можливість програмної автоматичної оптимізації їх якості роблять цифрову рентгенографію найоперативнішим об'єктивним методом діагностики, що дозволяє використовувати її для контролю проведення операцій [6,7]. Відсутність необхідності використання фотолабораторій та невисока споживана потужність від мережі живлення надають можливість використання легких рентгенографічних комплексів як в стаціонарних, так і в польових умовах [1, 2]. Навряд чи сьогодні можна заперечувати те, що заміна плівкової флюорографії на цифрову рентгенографію дозволила більш ефективно і своєчасно виявляти патології легень, при меншому променевому опроміненні обстежуваних, що позитивно вплинуло на їх життя і здоров'я [1–3]. А у порівнянні з традиційною плівковою рентгенографією, цифрова технологія має переваги завдяки швидкості отримання діагностичної інформації та зменшенню впливу суб'єктивного фактора на її якість, що у певних ситуаціях допомагає рятувати життя пацієнтам.

Одночасно з цим, базовий алгоритм формування рентгенографічних зображень – рентгенівська проекція – суттєво знижує діагностичну чутливість мобільних рентгенографічних комплексів.

Різними дослідженнями [4–7] показана можливість підвищення в 2...3 рази діагностичної чутливості мобільних рентгенодіагностичних апаратів в разі їх переходу з рентгенографічних на томографічні алгоритми формування зображень.

Цифровий рентгенівський томосинтез – це проміжна технологія, що дозволяє за допомогою програмних засобів реконструювати зрізи зони інтересу у одній площині.

Мета та задачі дослідження

Метою даної роботи є обґрунтування використання мобільних цифрових рентгенівських систем з функцією томосинтезу для діагностики осколкових поранень. В задачі дослідження входить розробка теоретичної моделі розрахунку контрасту патологій на зображенні стандартної рентгенографії та її підвищення за рахунок сканування в обмеженому куті огляду та отримання томографічних зрізів паралельних приймачу. А також перевірка моделі на реальних клінічних випадках.

Виклад основного матеріалу

Маючи великий досвід застосування мобільних рентгенівських комплексів при діагностиці бойових поранень та травм, складається розуміння не тільки їх безперечних переваг, але їх недоліків. Одним з основних недоліків при діагностиці бойових поранень та травм є сам метод рентгенографії.

Для рентгенографічної системи DR (digital radiography – цифрова рентгенографія) загально-визнана модель формування зображення є сума всіх зображень шарів в напрямку розповсюдження рентгенівського променя:

$$B(x, y) = \sum_{k=1}^i B_k(x, y),$$

де x, y – координати відповідних пікселів на цифровому зображенні; $B(x, y)$ – яскравість сумарного рентгенівського зображення у відповідному пікселі з координатами x, y ; $B_k(x, y)$ – яскравість k -того шару об'єкту; i – кількість шарів об'єкту.

Вираз для контрасту патології на зображенні є стандартним

$$K_{\Pi} = \frac{B_{\Phi} - B_{\Pi}}{B_{\Phi}},$$

де L_{Φ} і L_{Π} – яскравість фону і патологій відповідно.

Через те, що під час утворення рентгенівських зображень накладаються всі рентген-контрастні об'єкти в напрямку розповсюдження рентгенівських променів, результуючий контраст зображення тріщини кістки може багатократно змінюватись в залежності від орієнтації джерела випромінювання. Так, при орієнтації тріщини поздовжньо напрямку променя, контраст буде максимальним і добре візуально помітним. Навпаки, якщо під час обстеження промінь буде спрямований перпендикулярно тріщині, то контраст буде мінімальним і візуально не помітним.

На рис. 2 представлена модель неповного перелому зі складною формою, де шар із патологією і шари нормальної кісткової тканини накладаються.

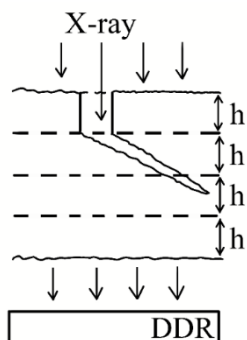


Рис. 2. Модель неповного перелому кістки із складною формою і змінним напрямком

При формуванні зображення максимальний контраст виникає в шарі, де є патологія. В інших шарах спостерігається ослаблене зображення патології, що різко знижує загальний контраст патології. На рис.3 представлений графік спадання контрасту патології в залежності від кількості шарів фону при 1-му шарі об'єкту, на який припадає патологія. Графік залежності контрасту патології на рентгенографічному знімку від товщини кісткової тканини швидко спадає під час збільшення товщини кістки. Враховуючи, що зазвичай товщина тріщини складає одиниці міліметрів, а товщина кісток кінцівок в десятки разів більше, патологія може «сховатись».

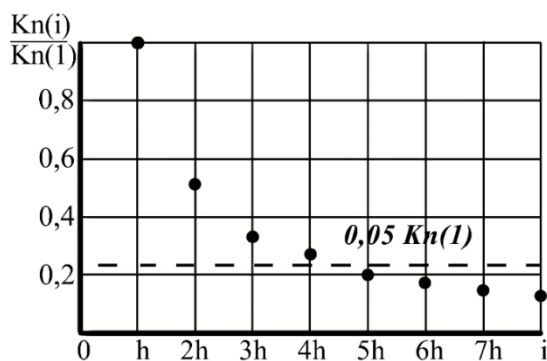


Рис. 3. Графік зменшення контрасту патології на рентгенографічному зображенні в залежності від співвідношення товщини фону і об'єкту.

Якщо в лінійному наближенні прийняти рентгенографічні зображення як суму зображення шару з патологією і шарів зображень кісткової тканини, то отримаємо таку залежність

$$K_n(i) = \frac{i \cdot B_\phi - (B_n + (i-1) \cdot B_\phi)}{i \cdot B_\phi} = \frac{K_n(1)}{i} \quad (1)$$

де B_ϕ і B_n – яскравість на зображенні одного шару товщиною h , що належить фону і патології відповідно.

Відповідно до законів візуального виявлення зниження контрасту патології нижче $K_n < 0,05$ може призводити до її візуальної втрати на зображенні. Для прикладу, за умови $i=20$, для товщини тріщини кістки і відповідного їй шару $h = 0,65$ мм і товщини кісткової тканини понад 13 мм $K_n < 0,05$, існує велика ймовірність візуальної втрати зображення тріщини на рентгенографічному знімку.

Так, для реальних зображень під час обстеження кінцівки в гіпсовій лангеті (рис. 4) шар гіпсу знижує контраст і робить невидимим крайовий перелом великогомілкової кістки. Область перелому виділена жовтим кругом.

Впевнено казати про наявність перелому можливо тільки тому, що він проявлявся на попередніх знімках, коли гіпс не був накладений.

Важливо підкреслити, що при рентгенографії напрямок рентгенівського проміння для забезпечення максимального контрасту повинен співпадати з напрямком тріщини або перелому кістки. В іншому випадку контраст патології додатково знижується в декілька разів. Такий стан справ спричинив появу вимоги робити рентгенографічні знімки під декількома кутами за стандартними укладами (позиціюванням пацієнта).



Рис.4. Приклад зображення рентгенографії кінцівки з зоною перелому (позначена жовтим кругом) у гіпсі

На діагностичну чутливість мобільних рентгенографічних апаратів також негативно впливає специфіка їх використання при діагностиці осколкових поранень в зоні бойових дій. Велика крововтрата пацієнта, больовий синдром, а також брак часу через великий наплив поранених може не дозволяти робити знімки в кількох проекціях.

Опромінення об'єкту під різними кутами лежить в основі рентгенівського обстеження за допомогою томографічних методів. Так, в комп'ютерних томографах опромінення ведеться віялоподібним пучком рентгенівського випромінювання з поступовим зміщенням перпендикулярно об'єкту продовж багатьох циклів з обертанням в 360° і реєстрацією проекцій лінійкою приймачів, що розташовуються на кільці-гентрі. В конусно-променевих томографах кут опромінення складає від 220° до 360° за рахунок використання цифрового динамічного детектору квадратної чи прямокутної форми. Вказані вище методи дозволяють реконструювати з проекцій зрізи в усіх трьох площинах і 3-D зображення. В рентгенівських системах з режимом томосинтезу кут опромінення складає від 20° до 70° , що дозволяє отримати достатньо даних для реконструкції серії зрізів в площині паралельній приймачу.

Історично першим томографічним методом була лінійна томографія на рентгенівську плівку в томофлюорографах та двомісних рентгенографічних комплексах з томографією.

Підчас лінійної томографії накопичення зображення виконувалось на рентгенівській плівці під час зустрічного руху колони з випромінюючою рентгенівською трубкою та касетотримачем з рентгенівською плівкою.

Алгоритм отримання діагностичного зображення був простим – додавання проекцій під різними кутами за рахунок накопичення на рентгенівській плівці. Одне сканування аналогової лінійної томографії давало один нечіткий томографічний переріз (Рис. 5). За глибиною цей переріз локалізувався на осі обертання системи рентгенівська трубка-касетотримач. Отже, для того щоб «влучити» у переріз з патологією іноді треба було проводити кілька сканувань. Таким чином співвідношення діагностична інформація-променеве навантаження було доволі низьке. Впровадження у клінічну практику комп'ютерної томографії у середині 1970х призвело майже до повного зникнення методу лінійної томографії.

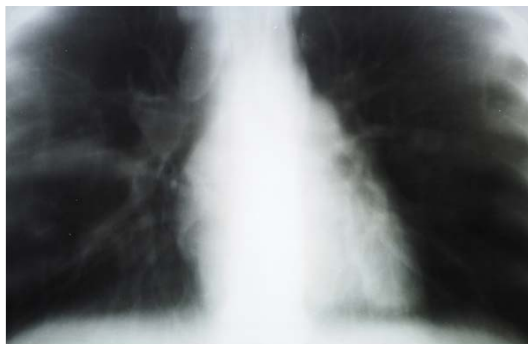


Рис. 5. Приклад зображення лінійної томографії на плівковому апараті (1946 рік, Київ – Національний інститут раку)

Сучасна реалізація лінійної томографії виконується за аналогічною механічною схемою, однак за допомогою динамічних цифрових рентгенівських приймачів, що зберігають не один а кілька десятків рентгенівських проекцій, і має назву томосинтез (цифрова планарна або лінійна томографія). Структура системи представлена на рис. 6.

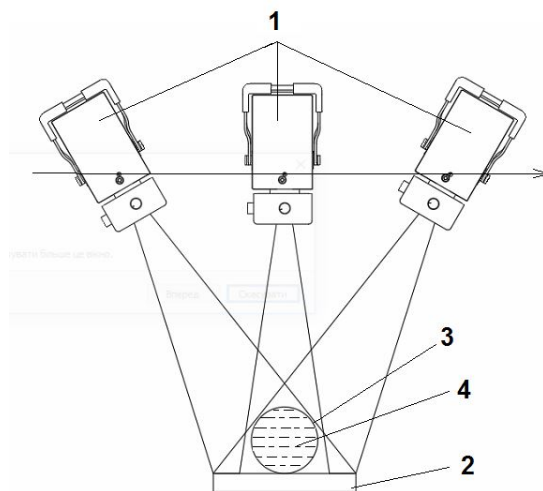


Рис. 6. структурна схема системи цифрового рентгенівського томосинтезу з нерухомим приймачем: 1 – рентгенівська трубка, що рухається; 2 – цифровий рентгенівський приймач; 3 – об'єкт дослідження; 4 – отримувані зрізи дослідженого об'єкту

Алгоритм отримання діагностичних даних в системах цифрового рентгенівського томосинтезу наступний. Рентгенівська трубка рухається в межах кута сканування ± 20 град., посилюючи рентгенівські імпульси, що синхронізуються з динамічним цифровим приймачем (DDR), що записує їх. В залежності від схеми будови системи приймач може стояти нерухомо, або рухатись у протилежну руху рентгенівської трубки сторону. Досліджуваний об'єкт (пацієнт) знаходиться при цьому у межі зони формування проекцій. На цьому етапі формується послідовність із 60...120 рентгенографічних знімків (проекцій). Після отримання всієї серії проекцій на другому етапі виконується томографічна реконструкція 100...300 зображень шарів (зрізів), паралельних площині приймача.

Сканування рентгенівським випромінювачем у режимі томосинтезу дозволяє вивчати об'єкти під різними кутами і фокусуватися за глибиною. Чим кут сканування більший, тим товщина зрізу менша і можна більш точно визначати глибину розташування об'єктів. Весь об'єм аналізованого простору при цьому розділяється за глибиною на окремі шари.

В стаціонарних рентгенодіагностичних системах за рахунок складної прецизійної електромеханіки штативів є можливість мінімізувати похибки

позиціонування та переміщення випромінювача та приймача. Як результат зображення томографічних шарів є чіткими та контрастними.

Зовсім інша ситуація існує в мобільних системах, де похибки позиціонування та сканування на жаль значно більші, ніж в стаціонарних системах. Як результат зображення шарів томосинтезу стають менш детальними та контрастними. Для мобільних систем необхідно використовувати алгоритми реконструкції, які менше залежні від похибок позиціонування.

Як було вже сказано, діагностична чутливість системи візуалізації прямо залежить від контрасту патології, роздільної здатності отримуваних зображень та наявності артефактів на них. При оцінці діагностичної чутливості беруться до уваги фізичні моделі формування контрасту зображень рентгенівських проекцій на етапі сканування і під час використання алгоритмів реконструкції зрізів.

Таким чином, мобільна системи з томосинтезом – це система, яка формує дискретне зображення шару з патологією досліджуваної зони людини, що з певною точністю наближається до двовимірного перерізу тривимірного рентгенівського образу об'єкта. У лінійному наближенні, результуюча яскравість пікселя (x, y) у площині паралельній площині детектора з глибиною z_i , може бути описано як:

$$B(x, y, z_k) = S(x, y, z_k) + \sum_j a_j B(x, y, z_j), \quad (2)$$

де $j = 1 \dots k-1, k+1 \dots N$, N – кількість зрізів, що було реконструйовано; $B(x, y, z_k)$ – розподілення яскравості за координатами x і y сумарного зрізу в площині $z = z_k$; $B(x, y, z_j)$ – розподілення яскравості сусідніх з z_k зрізів; $S(x, y, z_k)$ – зображення перерізу в площині патології $z = z_k$; a_j – вагові коефіцієнти сумування сусідніх зображень.

Діагностична інформація про патологію сконцентрована в одному, чи послідовності зображень перерізів $S(x, y, z_k)$. Друга складова формули (2) формує складову зображення, яка заважає виявленню та класифікації патологій. В ідеальній системі

$$\sum_j a_j B(x, y, z_j) = 0,$$

тобто вихідні зображення дорівнюють зображенням перерізів $S(x, y, z_k)$. Такі зображення формують ідеальні (комп'ютерні) томографи. Співвідношення першої і другої складових у виразу (2) в мобільних рентгенівських апаратах виконують

роль співвідношення сигнал/шум (SNR) на зображеннях, які формуються

$$SNR = S(x, y, z_k) / \sum_j a_j B(x, y, z_j)$$

і в розглядається як міра якості системи і залежить від товщини шару томосинтезу.

Контраст патології для зображень цифрового рентгенівського томосинтезу, таким чином, є функцією яскравості об'єкта, яскравості патології та співвідношення сигнал/шум:

$$K_{\Pi} = F\{B_{\phi}, B_{\Pi}, SNR\}.$$

Рис. 7 ілюструє зв'язок товщини шару томосинтезу h з розміром пікселя L і діапазоном кутів сканування 2γ .

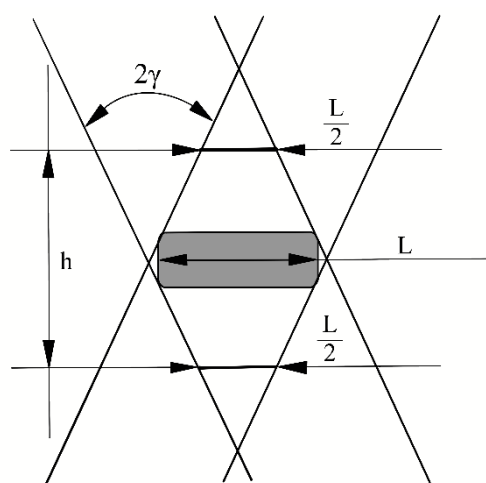


Рис. 7. Геометричне креслення отримання товщини шару томосинтезу при відповідних розмірі пікселя, та діапазоні кута сканування.

З рис. 7 видно, що розмір пікселя L , кут сканування γ і товщина шару томосинтезу h – пов'язані співвідношенням:

$$h = L/2 \cdot \operatorname{tg}(\gamma) \quad (3)$$

Наприклад, при роздільній здатності рентгенівських зображень у системі томосинтезу 2,2 lp/mm, розмір пікселя становитиме $L = 0,23$ мм. Якщо використовувати кут сканування $2\gamma = 20$ град., то відповідно до виразу (3) товщина шару томосинтезу дорівнюватиме 0,65 мм.

Під час реконструкції томографічних зображень об'єкта товщиною 200 мм сформується до 308 зображень шарів. Підкреслимо, що зазначені вище параметри томосинтезу [4, 8], відповідають необхідній на практиці детальності зображень кісткових структур і патологій (тріщини, країв переломів) кісткової тканини.

Контрасти патологій на зображеннях з томосинтезом залежать від різниці рентгенівської щільності патологій і неушкоджених тканин, а також від товщини шарів.

Для зображень томосинтезу максимальний контраст виникає в шарі, де є патологія. В інших шарах спостерігається розфокусоване і ослаблене зображення патології, що різко знижує їх вплив. У рентгенографічних зображеннях шар із патологією і шари кісткової тканини накладаються, що знижує контраст патології.

Для того ж прикладу для якого ми вираховували контраст рентгенографічного зображення за умови кількості томографічних зрізів $i = 20$, для товщини тріщини кістки і відповідного їй шару томосинтезу $h = 0,65$ мм і товщини кісткової тканини понад 13 мм, на зображенні томосинтезу тріщина кістки матиме до 10 разів більший контраст. Це унеможливило її візуальну втрату на зображенні і дає змогу впевнено діагностувати навіть середньо навченому персоналу на передових етапах медичної евакуації.

На зображенні прошарку томосинтезу (рис. 8) ділянка перелому кістки і шар гіпсу спостерігаються окремо. Контраст крайового перелом великогомілкової кістки достатній, щоб його побачив середньо навчений персонал.



Рис. 8. Приклад зображення томосинтезу кінцівки з переломом у гіпсі

В наведеному прикладі контраст патології на рентгенографічному знімку складає 3,4 %, той час як на зображенні шару томосинтезу з патологією контраст складає 22 %, тобто у 6,5 разів більше, ніж при рентгенографії.

Таким чином впровадження мобільних систем томосинтезу в системах первинної діагностики у прифронтових шпиталях може значно підвищити якість діагностики.

Висновки

Впровадження цифрових інформаційних технологій у рентгенодіагностику дозволяють будувати мобільні рентгенівські комплекси з функцією томосинтезу.

Метод томосинтезу підвищує діагностичну чутливість стандартної цифрової рентгенодіагностики за рахунок сканування в обмеженому куті та отримання томографічних зрізів паралельних приймачу зображення.

Наявність зрізів збільшує контраст патологій, що дозволяє значно підвищити якість первинної діагностики в прифронтових шпиталях. Реальний клінічний випадок показує збільшення контрасту патології у 6,5 разів з 3,4 % до 22 %, що, фактично дозволяє перевести патологію з практично невидимої (<5 %) до такої, що чітко розрізняється.

У подальших дослідженнях планується розробка мобільного рентгенівського апарату з функцією томосинтезу, на основі вже існуючих ветеринарних зразків з їх пристосуванням для медичного використання у складних умовах прифронтових шпиталів.

ЛІТЕРАТУРА

- [1] Невідкладна військова хірургія. Київ: Вид. дім «СКІФ», 2024. 484 с. ISBN 978-966-370-948-2.
- [2] O. Miroshnychenko, S. Miroshnychenko, A. Nevgasymyi, Y. Khobta, R. Panteyev and D. Radko. The Concept of a Mobile X-Ray System with Tomosynthesis, 2024 IEEE 42nd International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), Kyiv, Ukraine, 2024, pp. 452–455, doi: 10.1109/ELNANO63394.2024.10756837.
- [3] Importance of digital radiography when rendering urgent surgical aid in the conditions of military field hospital. ECR 2015 Poster No.: C. 1723. A. Nosov, Y. Kovalenko. <https://dx.doi.org/10.1594/ecr2015/C-1723>
- [4] O. Miroshnychenko, S. Miroshnychenko, Y. Khobta and A. Nevgasymyi, "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), 2022, pp. 401–404 (doi: 10.1109/ELNANO54667.2022.9927068).
- [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] Gange C, Ku J, Gosangi B, Liu J, Maolinbay M. Next-generation digital chest tomosynthesis. J Clin Imaging Sci. 2024; 14:22. doi: 10.25259/JCIS_4_2024.
- [7] Brunnquell, Christina L. et al. A Comparison of Radiography, X-Ray Tomosynthesis, and CT for Intraorbital Metallic Foreign Body Screening. Journal of the American College of Radiology, Volume 22, Issue 3, 386–394. DOI: 10.1016/j.jacr.2024.12.002

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

ВИКОРИСТАННЯ ТЕХНОЛОГІЇ РЕНТГЕНІВСЬКОГО ТОМОСИНТЕЗУ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ БОЙОВИХ ТРАВМ

Сучасні бойові дії характеризуються масовим використанням осколкових вибухових частин як у дронів, так і у авіаційних та артилерійських касетних боєприпасів. Це обумовлює велику кількість бойових поранень та травм осколкового характеру. Розрізняють кілька видів патологій зумовлених осколковими ураженнями, що вимагають інструментальної діагностики, основні з них: шрапнель застрягає в тілі пораненого і крайовий перелам. Враховуючи, що бронезилети та каски забезпечують захист тулубу та голови комбатантів, в той час як кінцівки залишаються без захисту, що спричиняє значний відсоток осколкових уражень саме цих частин тіла. Для оцінки інформативності променевої діагностики патологій використати такі показники, як діагностична чутливість та специфічність. На жаль, в умовах сучасних бойових дій можливість використання стаціонарних та рентгенівських томографів в медичних сортувальних пунктах та польових шпиталях вкрай обмежена. В цих місцях використовуються мобільні цифрові рентгенографічні апарати, які вже довели свою доцільність та необхідність. За існуючими оцінками, в різних застосуваннях для медичної діагностики рентгенографія має чутливість 0,35...0,45, тобто в 2..3 рази менше за комп'ютерну томографію. Брак досвідчених лікарів-діагностів та неможливість швидкої підготовки нових вимагає підвищення рівня діагностичного оснащення польових шпиталів медичною технікою з високим рівнем діагностичної чутливості. У рентгенографічних зображеннях шар із патологією і шари кісткової тканини накладаються, що знижує контраст патології. Опромінення об'єкту під різними кутами лежить в основі рентгенівського обстеження за допомогою томографічних методів. Алгоритм отримання діагностичних даних в системах цифрового рентгенівського томосинтезу наступний. Рентгенівська трубка рухається в межах кута сканування ± 20 град., посилюючи рентгенівські імпульси, що синхронізуються з динамічним цифровим приймачем (DDR), що записує їх. В залежності від схеми будови системи приймач може стояти нерухомо, або рухатись у протилежну руху рентгенівської трубки сторону. Досліджуваний об'єкт (пацієнт) знаходиться при цьому у межі зони формування проекцій. На цьому етапі формується послідовність із 60...120 рентгенографічних знімків (проекцій). Після отримання всієї серії проекцій на другому етапі виконується томографічна реконструкція 100...300 зображень зрізів, паралельних площині приймача. Контрасти патологій на зображеннях з томосинтезом залежать від різниці рентгенівської щільності патологій і неушкоджених тканин, а також від товщини шарів. Для зображень томосинтезу максимальний контраст виникає в шарі, де є патологія. В інших шарах спостерігається розфокусоване і ослаблене зображення патології, що різко знижує їх вплив. Використання режиму томосинтезу майже унеможливорює візуальну втрату патології на зображенні і дає змогу впевнено діагностувати навіть середньо навченому персоналу на передових етапах медичної евакуації.

Ключові слова: томосинтез, рентгенографія, діагностика, зображення, реконструкція.

Khobta Y., Miroshnychenko S., Miroshnychenko O.

USE OF X-RAY TOMOSYNTHESIS TECHNOLOGY FOR DETECTION OF COMBAT INJURIES

Modern combat operations are characterized by the massive use of shrapnel explosive parts both in drones and in aviation and artillery cluster munitions. This causes a large number of combat injuries and injuries of a shrapnel nature. There are several types of pathologies caused by shrapnel lesions that require instrumental diagnostics, the main ones being: shrapnel stuck in the body of the wounded and marginal fracture. Considering that body armor and helmets provide protection for the torso and head of combatants, while the limbs remain unprotected, which causes a significant percentage of shrapnel injuries to these parts of the body. To assess the informativeness of radiological diagnostics of pathologies, use such indicators as diagnostic sensitivity and specificity. Unfortunately, in the conditions of modern hostilities, the possibility of using stationary and X-ray tomographs in medical sorting points and field hospitals is extremely limited. In these places, mobile digital X-ray machines are used, which have already proven their feasibility and necessity. According to existing estimates, in various applications for medical diagnostics, X-ray has a sensitivity of 0.35...0.45, that is, 2..3 times less than computed tomography. The lack of experienced diagnosticians and the impossibility of quickly training new ones requires increasing the level of diagnostic equipment of field hospitals with medical equipment with a high level of diagnostic sensitivity. In X-ray images, the layer with pathology and layers of bone tissue overlap, which reduces the contrast of the pathology. Irradiation of the object at different angles is the basis of X-ray examination using tomographic methods. The algorithm for obtaining diagnostic data in digital X-ray tomosynthesis systems is as follows. The X-ray tube moves within the scanning angle of ± 20 degrees, sending X-ray pulses that are synchronized with the dynamic digital receiver (DDR), which records them. Depending on the system design, the receiver can stand still or move

in the opposite direction to the movement of the X-ray tube. The examined object (patient) is in this case within the projection formation zone. At this stage, a sequence of 60...120 X-ray images (projections) is formed. After obtaining the entire series of projections, at the second stage, tomographic reconstruction of 100...300 images of slices parallel to the plane of the receiver is performed. Contrasts of pathologies in images with tomosynthesis depend on the difference in X-ray density of pathologies and intact tissues, as well as on the thickness of the layers. For tomosynthesis images, the maximum contrast occurs in the layer where the pathology is. In other layers, a defocused and weakened image of the pathology is observed, which sharply reduces their impact. Using the tomosynthesis mode almost eliminates the visual loss of pathology in the image and allows even moderately trained personnel to confidently diagnose at the advanced stages of medical evacuation.

Keywords: tomosynthesis; radiography; diagnostics; image; reconstruction.

Стаття надійшла до редакції 01.03.2025 р.

Прийнято до друку 16.04.2025 р.