

КРИВЕНЧУК Ю. П.

<https://orcid.org/0000-0002-2504-5833>e-mail: yurii.p.kryvenchuk@lpnu.ua

НЕВІНСЬКИЙ Д. В.

<https://orcid.org/0000-0002-0962-072x>e-mail: nevinsky90@gmail.com

НОВИЦЬКИЙ Ю. Л.

<https://orcid.org/0000-0002-5011-7034>e-mail: yurii.l.novytskyi@lpnu.ua

ВИКЛЮК Я. І.

Національний університет "Львівська політехніка"

<https://orcid.org/0000-0003-4766-4659>e-mail: vyklyuk@ukr.net

АНАЛІЗ ОТРИМАННЯ ЗОБРАЖЕННЯ ЗА ДОПОМОГОЮ ТОМОГРАФА

В 2019 світ стикнувся з серйозною проблемою – стрімким поширенням коронавірусної інфекції. Вірус виявився досить летючим та швидко поширився на великі території. Основним органом, який піддається ураженню COVID-19 пневмонією, є легені. Для підтвердження пневмонії в сучасній медицині часто використовують рентгенологічний метод, а для більш точного визначення ступеня ураження використовується комп'ютерна томографія, яка є різновидом рентгенології. Такий метод діагностики дозволяє забезпечити своєчасне лікуванні пневмонії, визначення ступеню ураження легеневиx тканин, спираючись на одержані зображення внутрішньої структури легень без інвазійного втручання. В роботі проведено математичний опис реконструювання зображення отриманого.

Ключові слова: томограма, тонкий зріз, реконструкція зображення.

YURIY KRYVENCHUK, YAROSLAV VYKLYUK, YURIY NOVYTSKYI, DENYS NEVINSKYI

Lviv Polytechnic National University

ANALYSIS OF OBTAINING AN IMAGE WITH THE TOMOGRAPH

CT scans vary from manufacturer to manufacturer. There are several generations of CT. The concept of CT generation is not so much related to the time of its birth, but to the use in the scanner of the type of motion of the emitter-detector system. The generation number (first, second, third, fourth, etc.) is related to the type of tube-detector system design. Three types of scanners are now available: third, fourth and fifth generation. The life of the first generation of CT was fleeting: the duration of the scan did not suit - about 20 minutes, and the computer reconstruction of the image took too long. Only the brain could be examined on such devices. As for the human body, the image turned out blurry, blurred. But the process of improvement continues. Today, research is being conducted on fourth- and fifth-generation devices. They have not one, but many X-ray emitters, up to 200. It uses a very powerful processor with high-speed information processing - up to 10 million operations per second. As a result, the scan time was reduced to 40-50 milliseconds. It is now possible (here is a scientific idea!) To see on the telemonitor the reduction of certain transverse layers of the heart 1-2 millimeters thick. At spiral CT in the course of research with simultaneous constant rotation of system "tube - detectors" the table constantly moves and thus there is a spiral movement of a fan-shaped beam through a patient's body. Spiral CT makes it possible to examine the anatomical region in one period of respiratory arrest, and the thickness of the reconstructed layer is not related to the original width of the tomogram. Obtaining thin conjunctival sections, which are tightly arranged in a spiral, allows you to get three-dimensional reconstructions. In combination with intravenous bolus contrast and subtraction data processing, CT angiograms can be obtained, which reproduce images of large vessels. In recent years, multispiral (multislice) CT has been used, which is based on the principles of imaging as in spiral CT, but due to multi-row detectors for full rotation of the system "tube detectors" can display more than one slice (currently from 2 to 16 images). This has made it possible to perform studies of the heart, study a large anatomical area, such as the lungs, thin sections in one breath hold, and significantly improve the quality of multiplanar and three-dimensional reconstructions. In electron beam tomography, the source of X-rays is a large electron gun with several massive parallel anode targets located in semiconductor rings around the patient. The intense anode beam is directed along the tungsten anode rings. The electron beam thus obtained passes through the patient's body and is received by a fixed array of detectors. This achieves a high tomography rate, which is sufficient for the study of a moving heart: clearly delineated images can be obtained without the use of synchronization with the ECG. With the help of electron-beam tomography it is also possible to perform CT angiography and construction of high-quality three-dimensional reconstructions. Thus, modern medicine is impossible without CT. For example, in neurology, computed tomography, in addition to skull bones, well identifies the ventricles of the brain, venous sinuses, subarachnoid cisterns, interhemispheric fissure, cortex, basal nodes, inner capsule, trunk, cerebellum and other structures. The radiation load does not exceed the level usual for X-ray examination. At the same time, CT scans provide 100 times more information about the brain than conventional skull x-rays. But its importance is not limited to use only for the diagnosis of various diseases. Under the control of CT perform punctures and directed biopsy of various organs and pathological foci. The role of CT in the control of conservative and surgical treatment of patients is extremely important. CT is a valuable method of accurate localization of tumors and directing the radiation source to the focus when planning radiation treatment of malignant tumors.

Keywords: tomogram, thin slice, image reconstruction

Постановка проблеми у загальному вигляді

та її зв'язок із важливими науковими чи практичними завданнями

У комп'ютерній томографії використовують рентгенівські промені, тому в основі рентгенівської комп'ютерної томографії лежить здатність різних органів та тканин людини нерівномірно послаблювати рентгенівське випромінювання. У процесі проходження крізь тканини рентгенівські промені ослабляються, частково із-за поглинання енергії, частково через розсіювання. Ослаблення можна описати наступним

рівнянням:

$$I = I_0 c e^{-\mu d}$$

де I - інтенсивність випромінювання, що було пропущено (випромінювання на виході із тканини), I_0 - інтенсивність випромінювання, що падає (на вході в тканини), μ - коефіцієнт повного лінійного ослаблення для тканини, d - це відстань, що пройшло випромінюванням крізь тканину (товщина тканини). Коефіцієнт ослаблення μ обумовлений атомним номером та електронною щільністю тканини. Чим вище атомне число та щільність електронів, тим вище коефіцієнт ослаблення. Таким чином, атомне число та щільність електронів – це два параметри, що зумовлюють якості тканини по ослабленню рентгенівського випромінювання. Необхідно враховувати, що коефіцієнт ослаблення залежить також від енергії рентгенівських променів. Отже, фізичні основи КТ та рентгенологічних методик ідентичні, а відрізняються ці методи за принципом отримання та обробки діагностичної інформації.

Аналіз останніх джерел

Основою комп'ютерного томографа є рентгенівська трубка, яка випускає віялоподібний пучок рентгенівського випромінювання, спрямований перпендикулярно довгій осі тіла досліджуваної людини. Рентгенівська трубка обертається навколо пацієнта і повертається до тіла людини під різними кутами, у загальній складності проходячи 360° (рис. 1).

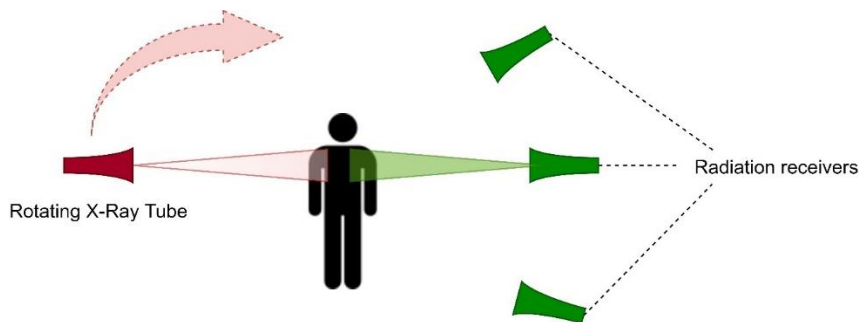


Рис. 1. Принцип фізичної дії комп'ютерного томографа

Рентгенівські промені, проходячи через досліджуваний об'єкт, нерівномірно послаблюються і реєструються системою детекторів. Детектори, яких в сукупності можна налічити 1088 штук, реєструють ступінь послаблення рентгенівського випромінювання і перетворюють рентгенівське випромінювання в електричні сигнали, які прямо пропорційні енергії рентгенівських фотонів. Потім ці аналогові сигнали посилюються електронними модулями і перетворюються в цифрові імпульси. Деякі матеріали виявляються дуже ефективними для перетворення рентгенівського випромінювання. Наприклад, Siemens використовує UFC-детектори (надшвидкісні керамічні детектори), які завдяки хорошим властивостям матеріалу дають чудову якість зображення. Найчастіше в КТ використовуються два типи детекторів – люмінесцентні та газові [1, 2].

У люмінесцентних детекторах використовуються люмінесцентні кристали з'єднані з трубкою фото помножувача для перетворення спалахів світла в електрони. Кількість виробленого світла прямо пропорційне енергії поглинутих променів. Такі детектори використовувалися в сканерах 1 і 2 покоління. Їх недоліками є неможливість близького розташування один до одного і ефект післясвітіння [2, 3]. Газовий детектор являє собою камеру іонізації, заповнену ксеноном або криптоном. Іонізований газ, пропорційний випромінювання, що падає на камеру, викликає з'єднання електронів з вольфрамовими пластини, що створює електронні сигнали. Пластини розташовані на відстані 1.5 мм один від одного. Газові детектори були розроблені для сканерів 3 покоління та використовуються по сьогодні. Вони дають високий дозвіл і чутливість, їх ефективність близька до 100%, оскільки вони можуть бути розташовані близько один до одного [4]. В сучасних томографах внутрішня схема комутації на мікросхемах дозволяє динамічно вибирати режим роботи детекторів.

Форма пучку рентгенівських променів надається за допомогою спеціальних мембран, які називаються коліматорами, які бувають двох видів. Коліматори джерела розташовані безпосередньо перед джерелом випромінювання (рентгенівської трубкою); вони створюють пучок більш паралельних променів і дозволяють знизити дозу впливу на пацієнта. Коліматори детекторів розташовані безпосередньо перед детекторами і служать для зниження випромінювання розсіювання і скорочення артефактів зображень. Ці коліматори служать для визначення товщини зрізу [5]. Фільтри забезпечують рівномірний розподіл фотонів поперек рентгенівського променя і зменшують сумарну дозу опромінення, видаляючи більш м'яке випромінювання. Зазвичай вони зроблені з алюмінію, графіту або тефлону. В сучасних томографах програмне забезпечення для обробки зображень багато в чому визначає їх клінічну продуктивність і інформативність реєстрованих даних і становить 1/3 загальної вартості сканера. Комп'ютер отримує сигнал в аналоговій формі і перетворює його в двійковий код, використовуючи аналогово-цифровий перетворювач

[6]. Цифровий сигнал зберігається протягом сканування що дозволяє після його закінчення реконструювати зображення в заданій площині.

Формулювання цілей статті

Метою роботи є реконструювання єдиного зображення отриманого з томографа із набору блоків зображень.

Виклад основного матеріалу

Рішення математичних задач томографії зводиться до розв'язування операторних рівнянь 1-го роду. Відомо, що завдання вирішення таких рівнянь є некоректно поставленими. При знаходженні їх наближених рішень необхідно використовувати методи регуляризації, що дозволяють враховувати додаткову інформацію про розв'язувану задачу [2, 7]. Різноманітність такої інформації породжує численні алгоритми рішення основних математичних задач обчислювальної діагностики. Одна з головних проблем, що виникають при вирішенні математичних задач томографії, – вибір оптимального алгоритму, критерієм відбору якого може служити, наприклад, якість зображення.

Розглянемо основні математичні співвідношення, на яких базуються сучасні методи обчислювальної томографії. Дані співвідношення запозичуються з інтегральної геометрії і застосовуються до томографічних вимірювань з урахуванням методів розв'язання некоректних задач [3].

Нехай на площині (x, y) в прямокутній системі координат задана двовимірна функція $f(x, y)$, інтегрована за всіма можливими прямим, лежачим в даній площині (рис. 2). Будь-яка пряма може бути описана рівнянням:

$$x \cos \varphi + y \sin \varphi - s = 0 \quad (1)$$

де s – відстань від початку координат до даної прямої; φ – кут утворений з віссю x перпендикуляром, опущеним на пряму з початку координат.

Згідно (1) довільна пряма однозначно задається параметрами s і φ . Тому, результат R інтегрування функції $f(x, y)$ по деякій прямій буде залежати від цих же параметрів ($R = R(s, \varphi)$):

$$R(s, \varphi) = \int_{\varphi, s} f(x, y) dL = \int_{-\infty-\infty}^{\infty \infty} \int f(x, y) \delta(x \cos \varphi + y \sin \varphi - s) dx dy \quad (2)$$

де δ – дельта-функція Дірака.

Подібне інтегрування можна розглядати як деякий перетворення, яке для функції: $f(x, y)$ на площині $\{x, y\}$ ставить у відповідність $R(s, \varphi)$ на безлічі всіх прямих. Це перетворення називається перетворенням Радона, а функцію $R(s, \varphi)$ називають образом функції $f(x, y)$ в просторі Радона. Рівняння (2) використовується для опису загасання рентгенівського променя, що проходить по прямій лінії через об'єкт.

У томографії ставиться математична задача пошуку невідомої функції $f(x, y)$, якщо відома функція $R(s, \varphi)$, що є образом функції $f(x, y)$ в просторі Радона. Рішення поставленого завдання зводиться до пошуку перетворення, зворотного перетворення Радона.

Цей алгоритм залишався єдиним до тих пір, поки не почав широко застосовуватися томографічний метод, який спирається на рішення сформульованої вище математичної задачі. З цього моменту почалася розробка різних алгоритмів, що розрізняються між собою способом обліку технічних особливостей, реалізацією; ступенем детальності обліку структури флукуаційних явищ, які супроводжують процес томографії; об'ємом використовуваних апріорних відомостей і наявністю або відсутністю адаптації до даних конкретних умов. Проекція зображення формується об'єднанням набору лінійних інтегралів. У найпростішому випадку це набір вимірювань, проведених вздовж паралельних ліній. У разі віялоподібного пучка для вимірювань використовують одне джерело променів, зафіксований в певній точці і що повертається відповідно до кільцем детекторів.

Існує співвідношення, що визначає зв'язок, аналогічний до рівняння (2) між перетворенням Фур'є цих функцій. Це так звана теорема про центрального перерізу [4].

Нехай $R(\omega, \varphi)$ - одновимірне перетворення Фур'є (або спектр Фур'є) функції $R(s, \varphi)$ по змінній s , а $F(u, v)$ - двовимірне перетворення Фур'є (просторовий спектр) функції $f(x, y)$ по змінним x і y :

$$F(u, v) = \int_{-\infty-\infty}^{\infty \infty} \int f(x, y) e^{-i2\pi(ux+vy)} dx dy \quad (3)$$

$$R(\omega, \varphi) = \int_{-\infty}^{\infty} R(s, \varphi) e^{-i2\pi s \omega} ds = \int_{-\infty-\infty}^{\infty \infty} \int f(x, y) e^{-j\pi \omega (x \cos \varphi + y \sin \varphi)} dx dy \quad (4)$$

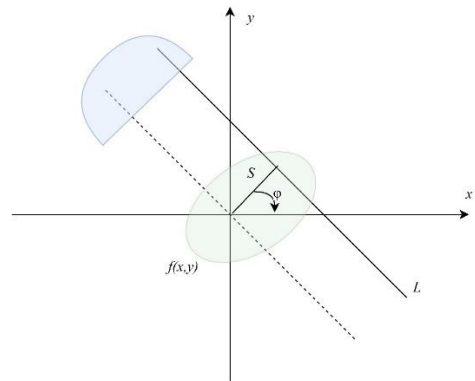


Рис. 2. Система координат для перетворення Радона

Введемо в тривимірному просторі прямокутну систему координат, по осях якої відкладені F , u і v . Проведемо через початок координат площину, перпендикулярну площині (u, v) , таку, що лінія перетину площин з віссю u утворить кут φ . У перетині цієї площини зі значеннями функції $F(u, v)$ виходить деяка одновимірна функція, що залежить від положення точки на цій прямій (наприклад, від відстані до початку координат). Якщо ця відстань дорівнює ω , то координати точки цієї прямої в площині (u, v) рівні $u = \omega \cos \varphi$, $v = \omega \sin \varphi$. Отже, дана функція однієї змінної виходить з функції двох змінних $F(u, v)$ шляхом підстановки u і v .

Теорема про центральний переріз каже, що якщо функція $f(x, y)$ і її Радоновській образ $R(s, \varphi)$ мають перетворення Фур'є, то одновимірне перетворення Фур'є Радоновського способу $R(s, \varphi)$ по змінній s одно функції, яка описує центральне перетин двовимірного перетворення Фур'є, що відповідає тому значенню φ , при якому обчислюється перетворення Фур'є функції $R(s, \varphi)$ [7].

З урахуванням введених позначень математична формулювання теореми про центральному перерізі має вигляд:

$$S(\omega, \varphi) = F(u, v) \tag{5}$$

Завдання реконструкції зображення базується на теоремі про центральний переріз. Функцію $f(x, y)$ можна знайти за двовимірному перетворення Фур'є $F(u, v)$:

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{-i2\pi(ux+vy)} dudv \tag{6}$$

Перейдемо в площині (u, v) до полярних координат ω, φ : $u = \omega \cos \varphi$, $v = \omega \sin \varphi$. Тоді рівняння (6) буде мати вигляд:

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} \omega F(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi) e^{-i2\pi\omega(x \cos \varphi + y \sin \varphi)} d\omega d\varphi \tag{7}$$

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} \omega R(\omega, \varphi) e^{-i2\pi\omega(x \cos \varphi + y \sin \varphi)} d\omega d\varphi \tag{8}$$

Рівняння (8) є шуканою формулою, що дозволяє знайти функцію $f(x, y)$. Однак, дана форма запису рівняння через використання в ньому області інтегрування виявляється не дуже зручною для обробки томограм. Зручніше розбити інтеграл на два, вважаючи що φ змінюється від 0 до π і від π до 2π , оскільки тоді можна використовувати властивість:

$$F(\omega, \varphi + \pi) = F(\omega, \varphi) \tag{9}$$

Алгоритм фонові проєкції відносно простий для паралельної схеми сканування але реконструкція займає багато часу. Віялоподібне сканування набагато швидше але алгоритм для нього більш складний. Існує, також алгоритм зваженого проектування з рівними проміжками вибірки як для паралельного, так і для віялоподібного сканування. Крім того, можна перевести дані про проєкції, отримані для віялоподібного пучка, в еквівалентні дані, отримані за допомогою паралельних променів, що дозволяє використовувати простий алгоритм реконструкції. Реєстровані детектором дані це результат взаємодії рентгенівського випромінювання і речовини з якої складається досліджуваній об'єкт. При проходженні через об'єкт енергія фотонів зменшується через дії фотоелектричного ефекту (поглинання) і ефекту Комптона (розсіювання) [5]. Коефіцієнт поглинання фотонів вузького рентгенівського пучка при проходженні через матеріал залежить від коефіцієнта лінійного ослаблення цього матеріалу.

$$I(x) = I_0 e^{-\mu d} \tag{10}$$

де d – товщина об'єкта, I – інтенсивність рентгенівських променів, I_0 – зареєстрована детектором інтенсивність випромінювання, μ – коефіцієнт лінійного ослаблення матеріалу.

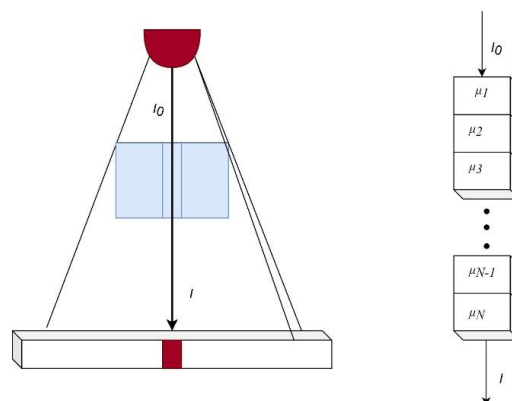


Рис. 3. Схематичне зображення проходження рентгенівського випромінювання через тонкий зріз

У комп'ютерній томографії рентгенівська трубка і система калімування створюють вузький в'ялоподібний пучок променів, що розсіюються по всьому об'єму відображуваного шару (рис. 3). Сумарний коефіцієнт розсіювання при проходженні випромінювання через ряд шарів дорівнює:

$$\mu_{\Sigma} = \mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_N \tag{11}$$

де $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_N$ – коефіцієнти розсіювання випромінювання відповідних шарів.

Оскільки детектори реєструють інтенсивність випромінювання, що пройшов через весь досліджуваний об'єкт, то за отриманими даними ми можемо оцінити тільки μ_{Σ} :

$$I = I_0 \exp[-\mu d] = I_0 \exp[-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_N)d] \tag{12}$$

Для знаходження коефіцієнтів поглинання для кожного шару, які необхідні для реконструкції зображення, можна за допомогою методу зворотного проєктування. Він передбачає отримання інформації про характер поглинання рентгенівського випромінювання в багатьох ракурсах. Розглянемо шар, що складається з чотирьох шарів [7] (рис. 4).

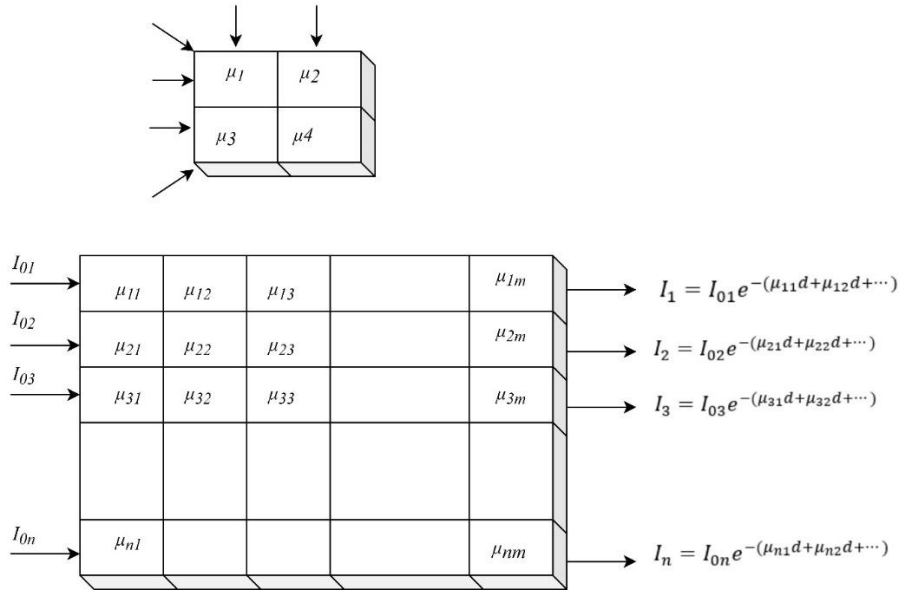


Рис. 4. Схематичне зображення отримання даних при комп'ютерній томографії

Розглянутий шар піддається опроміненню в декількох ракурсах, в результаті чого ми отримуємо ряд різних значень сумарних коефіцієнтів, які можна записати у вигляді такої системи рівнянь:

$$\begin{cases} \mu_1 + \mu_2 = \mu_{12} \\ \mu_2 + \mu_3 = \mu_{23} \\ \mu_1 + \mu_3 = \mu_{13} \\ \mu_1 + \mu_4 = \mu_{14} \end{cases} \tag{13}$$

Висновки з даного дослідження і перспективи подальших розвідок у даному напрямі

Вирішуючи рівняння (13) ми отримуємо коефіцієнти ослаблення для зазначених шарів. Кожному шару на зображенні відповідає окремий пік сель, яскравість якого відображає ослаблення рентгенівського випромінювання. Насправді зображення в комп'ютерній томографії складаються із значно більшого числа пікселів і відновлювати доводиться коефіцієнти розсіювання для такої ж кількості шарів (рис. 3). В сучасних томографах цифрова матриця одержуваного зображення найчастіше має розмірність 512×512 або 256×256 пікселів, що дозволяє досить точно реконструювати зображення з групи зображень, отриманих томографічним методом.

Література

1. Ryumina E. V. Analytical review of methods for emotion recognition by human face expressions / E.V. Ryumina, A. A. Karpov // Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics. – 2020. – Vol. 2. – P. 163–176.
2. Сизиков В.С. Математические методы обработки результатов измерений : учебник для вузов / Сизиков В.С. – СПб : Политехника, 2001. – 240 с.
3. Тихонов А.Н. Математические задачи компьютерной томографии / Тихонов А.Н., Арсенин В.Я., Тимонов А.А. – М. : Наука, 1987. – 160 с.
4. Троицкий И.Н. Статистическая теория томографии / Троицкий И.Н. – М. : Радио и связь, 1989. –

240 с

5. Claesson T. A medical imaging demonstrator of computed tomography and bone mineral densitometry. Universitetsservice US AB, Stockholm, 2001.

6. Riaz M. N. EXnet: an efficient approach for emotion recognition in the wild / M. N. Riaz, Y. Shen, M. Sohail, M. Guo // *Sensors (Switzerland)*. – 2020. – Vol. 20, No. 4.

7. Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные виды томографии : учебное пособие / Марусина М.Я., Казначеева А.О. – СПб : СПбГУ ИТМО, 2006. – 132 с.

References

1. Ryumina E. V., Karpov A. A. Analytical review of methods for emotion recognition by human face expressions. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*. 2020. Vol. 2. P. 163–176.

2. Sizikov V.S. *Mathematical methods of processing measurement results: A textbook for universities*. SPb, 2001. 240 p.

3. Tikhonov A.N., Arsenin V.Y., Timonov A.A. *Mathematical problems of computed tomography*. M.: Nauka, 1987. 160 p.

4. Troitsky I.N. *Statistical theory of tomography*. M.: Radio and communication, 1989. 240 p.

5. Claesson T. A medical imaging demonstrator of computed tomography and bone mineral densitometry. Universitetsservice US AB, Stockholm, 2001.

6. Riaz M. N., Shen Y., Sohail M., Guo M. EXnet: an efficient approach for emotion recognition in the wild. *Sensors (Switzerland)*. 2020. Vol. 20, no. 4.

7. Marusina M.Ya., Kaznacheeva A.O. *Modern types of tomography. Textbook*. St. Petersburg: St. Petersburg State University ITMO, 2006. 132 p.