

УДК 004.8; 004.62; 612.2

**А. О. Пашко, д-р ф.-м. наук, проф.; В. І. Сучков**

## **СЕГМЕНТАЦІЯ ЛЕГЕНЬ НА РЕНТГЕН-ЗНІМКАХ ГРУДНОЇ КЛІТИНИ З АНАТОМІЧНО ОРІЄНТОВАНОЮ ОЦІНКОЮ**

*У роботі розглянуто задачу сегментації області легень на рентген-знімках грудної клітини як важливий етап попередньої обробки медичних зображень та підготовки даних для систем комп'ютерної діагностики. Реалізовано підхід сегментації, що поєднує фільтрацію зображень за допомогою фільтра Гауса з метою зменшення шуму та порогову сегментацію методом Оцу для автоматичного виділення області легень. Основну увагу приділено оцінюванню якості сегментації в умовах відсутності розмічених даних, зокрема еталонних масок легень. Для комплексного аналізу результатів запропоновано систему показників, що поєднує структурні, фотометричні та анатомічно орієнтовані характеристики. Зокрема, використано індекс структурної подібності (SSIM), стандартне відхилення інтенсивності у межах сегментованої області, коефіцієнт контрасту між сегментованою областю легень і фоном, коефіцієнт відносної площі сегментованої області та коефіцієнт вертикальної симетрії. Поєднання даних показників дозволяє оцінювати внутрішню текстурну неоднорідність області легень, ступінь її фотометричного відокремлення від навколишніх структур, а також відповідність виділеної форми анатомічним особливостям. Запропонована система забезпечує комплексне оцінювання якості сегментації та перевірку правдоподібності результатів за відсутності еталонної розмітки, що розширює можливості застосування підходу у практичних задачах аналізу медичних зображень. Додатково проведено експериментальну оцінку інформативності запропонованих показників на відкритому наборі даних, що містить еталонні маски легень. Отримані результати підтверджують узгодженість запропонованих показників із коефіцієнтом Dice та демонструють наявність характерних інтервалів значень, що відповідають коректній сегментації. Це підтверджує можливість використання запропонованої системи показників як узагальненого інструменту оцінювання якості сегментації незалежно від використаного методу. Запропонований підхід може бути використаний як основа для подальших досліджень у задачах аналізу медичних зображень.*

**Ключові слова:** сегментація легень, рентгенографія грудної клітини, анатомічно орієнтована оцінка, обробка зображень.

### **Вступ**

Рентген-знімки грудної клітини є одним із найпоширеніших методів медичної візуалізації, що широко застосовується для виявлення захворювань легень, зокрема пневмонії, вірусних інфекцій тощо. Зростання обсягів медичних зображень зумовлює актуальність впровадження автоматизованих методів їх обробки та аналізу.

В роботі [1] досліджувалась задача класифікації рентген-знімків грудної клітини. В цій роботі продовжуються дослідження, пов'язані з аналізом рентген-знімків, а саме задача сегментації зображень. Сегментація рентген-знімків може розглядатися як етап попередньої обробки, спрямований на покращення якості даних для подальшої класифікації.

Одним із ключових етапів комп'ютерного аналізу рентген-знімків є сегментація області легень, що дозволяє відокремити шукану зону від фону. Коректне виділення області легень сприяє підвищенню точності методів автоматизованої діагностики та може розглядатися як попередній етап підготовки даних для систем інтелектуального аналізу медичних зображень.

Сучасні підходи до сегментації переважно спираються на методи глибокого навчання, які демонструють високі показники точності. Проте їх застосування часто потребує значних обчислювальних ресурсів та великих обсягів розмічених даних (експертно сформованих еталонних масок області легень). На практиці отримання таких даних є складним і ресурсоємним процесом. У зв'язку з цим є актуальним впровадження ефективних підходів до сегментації, які не потребують попереднього навчання моделей і можуть забезпечувати

інтерпретованість отриманих результатів. У статті розглядається реалізація алгоритму сегментації, що ґрунтується на класичних методах обробки зображень.

Крім того, відсутність розмічених даних ускладнює не лише навчання моделей, але й об'єктивне оцінювання якості сегментації. Розрахунок традиційних метрик, таких як коефіцієнт Dice або індекс Жаккара (IoU), залежить від наявності розмічених даних з сегментованими областями легень. Це зумовлює необхідність пошуку альтернативних підходів до оцінки результатів сегментації, зокрема на основі анатомічних характеристик досліджуваних структур. Зокрема, показник відносної площі сегментованих областей та коефіцієнт вертикальної симетрії дозволяють оцінити, чи відповідає шукана площа легень очікуваним анатомічним пропорціям.

**Метою роботи** є реалізація методу сегментації області легень на рентген-знімках грудної клітини та розробка системи показників для оцінки якості сегментації із використанням анатомічно орієнтованих показників, що ґрунтуються на геометричних та фотометричних характеристиках зображення.

### Огляд літератури

У сучасних наукових працях для вирішення задачі сегментації легень на рентген-знімках здебільшого застосовуються методи глибокого навчання. Архітектура U-Net [2] та її модифікації забезпечують високі показники точності за умови наявності достатньої кількості розмічених даних. Водночас ефективність таких методів значною мірою залежить від обсягу та якості навчальної вибірки, від обчислювальних ресурсів тощо.

Подальший розвиток цього напрямку пов'язаний із удосконаленням архітектур глибокого навчання. Зокрема, у роботі [3] запропоновано модель, яка поєднує згорткову нейронну мережу з механізмами уваги та додатковими структурними компонентами з метою підвищення точності виділення області легень на рентген-знімках грудної клітини.

Проте одночасно з удосконаленням архітектури залишається актуальним питання оцінювання якості отриманих результатів сегментації. У роботі [4] для оцінки якості сегментації застосовуються метрика Dice та поверхнево-орієнтовані геометричні критерії точності межі сегмента. Оцінювання здійснюється шляхом порівняння отриманої сегментованої області легень з експертною розміткою (еталонними масками).

У задачах аналізу медичних зображень, за відсутності еталонних масок (сегментованих зон легень), є актуальним застосування підходів, що не потребують попередньої підготовки даних та моделей. Класичні методи обробки зображень залишаються актуальними завдяки простоті реалізації та інтерпретованості отриманих результатів. До таких підходів належать методи пороговання, морфологічної обробки та аналізу контурів [5].

У сучасних дослідженнях окремо приділяється увага забезпеченню анатомічної правдоподібності результатів сегментації. Зокрема, у роботі [6] запропоновано підхід, у якому анатомічна інформація інтегрується в архітектуру нейронної мережі для формування топологічно коректної сегментації.

Використання анатомічних характеристик є поширеним підходом у задачах сегментації медичних зображень. Зокрема, у роботах [7] та [8] для підвищення точності сегментації застосовуються анатомічні орієнтири та моделі, що враховують структурні особливості грудної клітини. Такий підхід створює підґрунтя для використання анатомічно орієнтованих показників стосовно оцінки результатів сегментації.

### Методика сегментації

В роботі використовується рентген-зображення з декількох загальнодоступних датасетів. Датасет «COVID-19 Image Data Collection» [9], автором якого є Джозеф Пауль Коен (Joseph Paul Cohen), містить 577 зображень. Додатково було використано зображення з датасету «Figure1 COVID Chest X-ray Dataset» [10]. У якості робочої вибірки з датасетів було обрано 301 зображення.

Процес сегментації складається з етапів фільтрації шумів методом Гауса [11] з ядром 3x3 пікселів та відокремлення області легень від фону на рентген-знімку методом Оцу [12]. Результат фільтрації шумів відображено на рис. 1.

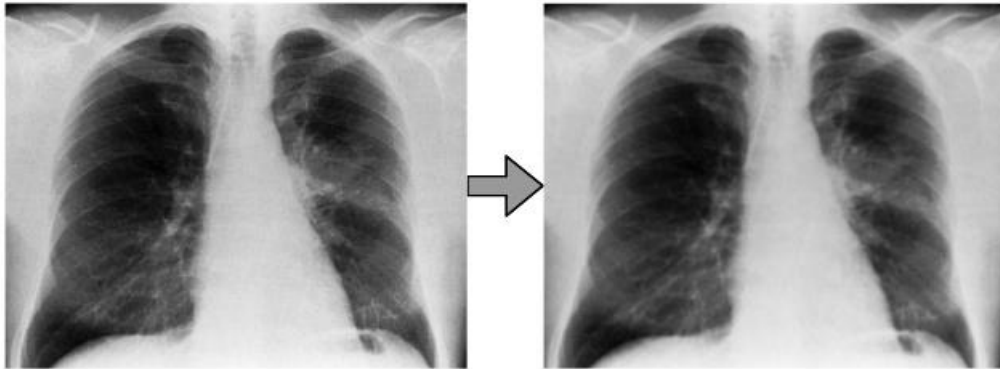


Рис. 1. Фільтрація шумів

У результаті застосування методу Оцу формується бінарне зображення, що відображене на рис. 2.

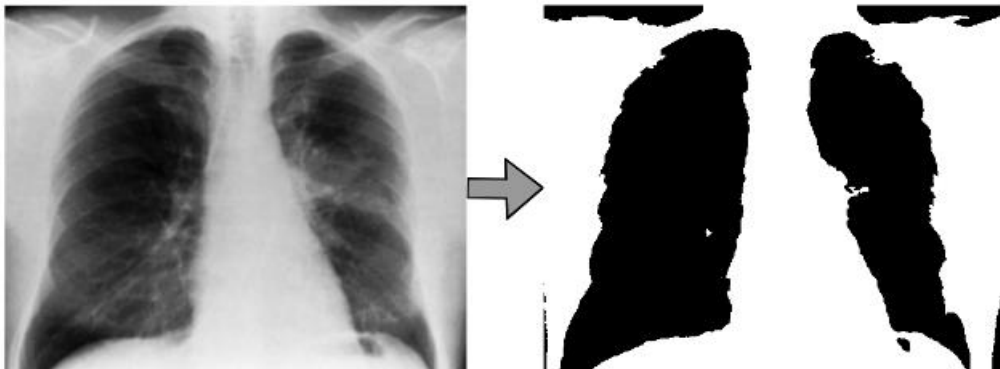


Рис. 2. Застосування методу Оцу

З метою усунення фонових артефактів результатів сегментації до отриманого зображення застосовано видалення малих зв'язаних компонент, що займають менше 10 % зображення та дотичні до його границь. Приклад результату виконання процедури відображено на рис. 3.



Рис. 3. Сегментація області легень

### Оцінка результатів сегментації

**Індекс структурної подібності.** Для оцінки якості фільтрації шумів та збереження структурної інформації використовується індекс структурної подібності (SSIM – Structural Similarity Index Measure), що враховує локальні характеристики яскравості, контрасту та структури [13]. Значення SSIM змінюється в діапазоні від -1 до 1, де значення 1 відповідає

повній структурній відповідності між зображенням, що було отримано після застосування фільтра Гауса, та оригінальним зображенням.

Оцінка якості відокремлення області легень проводиться за допомогою наступних геометричних показників: симетрія легень по вертикалі та відносна площа сегментованої області. Додатково виконується фотометрична оцінка якості відокремлення області легень за показниками контрасту між областю легень та фоном, а також стандартного відхилення пікселів у межах сегментованої області. Стандартне відхилення використовується для оцінки внутрішньої текстурної неоднорідності [11].

$I(x, y)$  – інтенсивність пікселя рентген-зображення,  $M(x, y) \in \{0,1\}$  – бінарне зображення сегментованої області легень,  $H$  та  $W$  – висота та ширина рентген-зображення відповідно.

**Коефіцієнт відносної площі сегментованої області.** Площа зображення визначається як:

$$A_{img} = HW \quad (1)$$

та площа сегментованої області легень визначається як:

$$A_{lung} = \sum_{x=1}^W \sum_{y=1}^H M(x, y) \quad (2)$$

Відносна площа сегментованої області легень обчислюється за формулою:

$$K_{area} = \frac{A_{lung}}{A_{img}} \quad (3)$$

Показник характеризує частку області легень на зображенні та дозволяє оцінити повноту сегментації.

**Коефіцієнт вертикальної симетрії.** Площі лівої та правої частин сегментованої області визначаються як:

$$A_L = \sum_{x=1}^{\lfloor W/2 \rfloor} \sum_{y=1}^H M(x, y) \quad (4)$$

$$A_R = \sum_{x=\lfloor W/2 \rfloor + 1}^W \sum_{y=1}^H M(x, y) \quad (5)$$

Коефіцієнт вертикальної симетрії обчислюється за формулою:

$$K_{sym} = 1 - \frac{|A_L - A_R|}{A_L + A_R} \quad (6)$$

Вищенаведений показник дозволяє оцінити анатомічну узгодженість сегментованої області відносно вертикальної осі зображення.

**Коефіцієнт контрасту області легень відносно фону.** Середня інтенсивність області легень визначається за формулою:

$$\mu_{lung} = \frac{\sum_{M(x,y)=1} I(x, y)}{A_{lung}} \quad (7)$$

середня інтенсивність фону визначається як:

$$\mu_{bg} = \frac{\sum_{M(x,y)=0} I(x, y)}{A_{img} - A_{lung}} \quad (8)$$

Коефіцієнт контрасту області легень відносно фону дозволяє оцінити різницю їх інтенсивності та обчислюється за формулою:

$$K_{contrast} = |\mu_{lung} - \mu_{bg}| \quad (9)$$

Показник характеризує ступінь відокремлення легеневої тканини від навколишніх анатомічних структур за інтенсивністю у відтінках сірого у шкалі [0; 255].

**Стандартне відхилення інтенсивності сегментованої області.** Стандартне відхилення (STD) інтенсивності пікселів у межах сегментованої області легень визначається як:

$$\sigma_{lung} = \sqrt{\frac{\sum_{M(x,y)=1} (I(x, y) - \mu_{lung})^2}{A_{lung}}} \quad (10)$$

Показник характеризує неоднорідність розподілу інтенсивності пікселів у відтінках сірого у шкалі [0; 255] та відображає збереження внутрішньої текстури легеневої області.

Малі значення стандартного відхилення та коефіцієнта контрасту можуть свідчити про завелику однорідність сегментованої області, зокрема про можливе включення ділянок фону або втрату дрібних анатомічних елементів в області легень. У свою чергу, підвищенні значення показника можуть бути пов'язані із захопленням висококонтрастних анатомічних структур фону: серце або кісткові елементи грудної клітини тощо.

У таблиці 1 відображено результат оцінки сегментації на зображеннях з робочого датасету, що містить 301 зображення.

Таблиця 1

Оцінка сегментації

Показник	Середнє	Стандартне відхилення	Характеристика
SSIM	0,9526	0,0619	Структурна подібність між фільтрованим зображенням за Гаусом та оригіналом
Коефіцієнт відносної площі	0,4122	0,1192	Відносна площа сегментованої області легень
Вертикальна симетрія	0,8916	0,1319	Анатомічна симетрія лівої та правої легені
Контраст сегмент/фон [0; 255]	70,7794	21,3879	Ступінь фотометричного відокремлення сегмента від фону
STD інтенсивності [0; 255]	26,9231	7,36	Неоднорідність інтенсивності та текстура легеневої області

Для аналізу узгодженості геометричних та фотометричних характеристик сегментації було побудовано діаграми розсіювання для пар показників, що відображено на рис. 4 – 7.

Відносна площа / Контраст

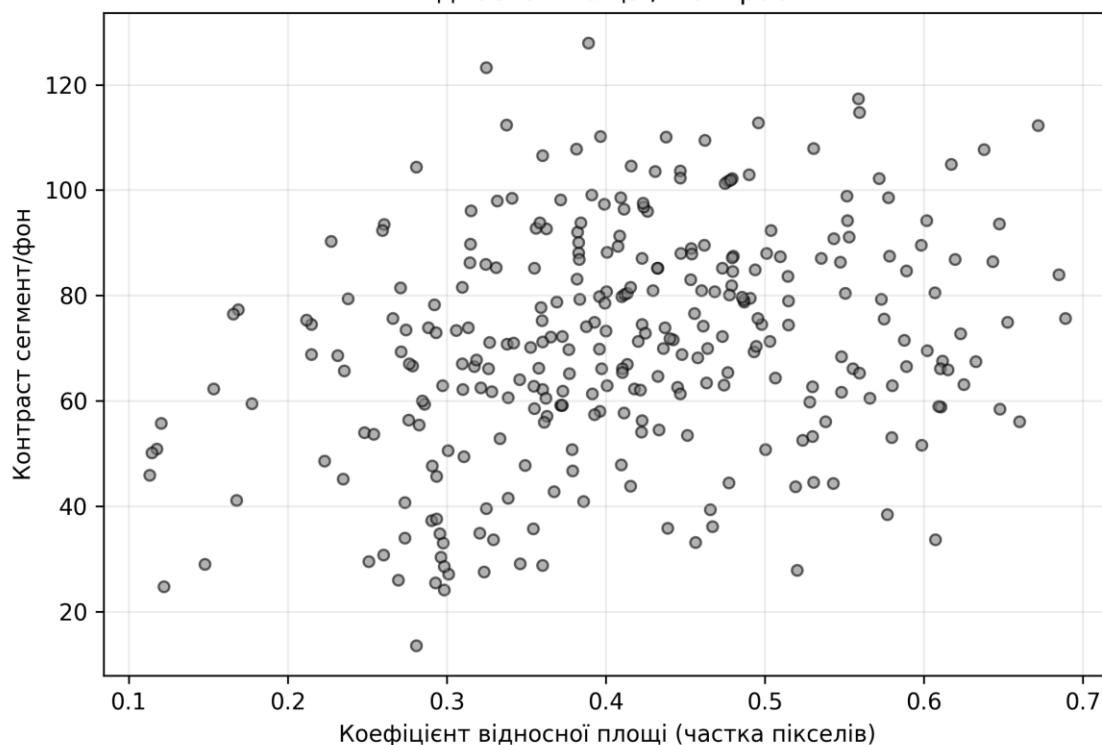


Рис. 4. Діаграма №1

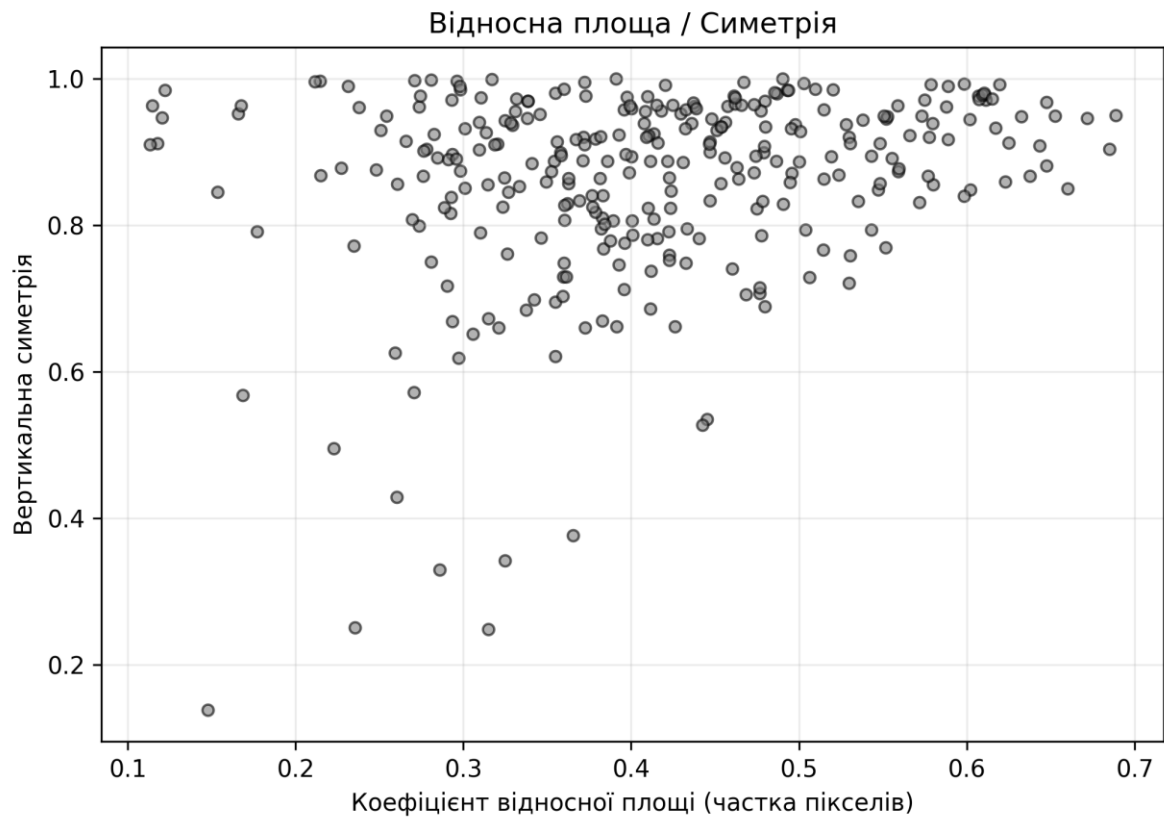


Рис. 5. Діаграма №2

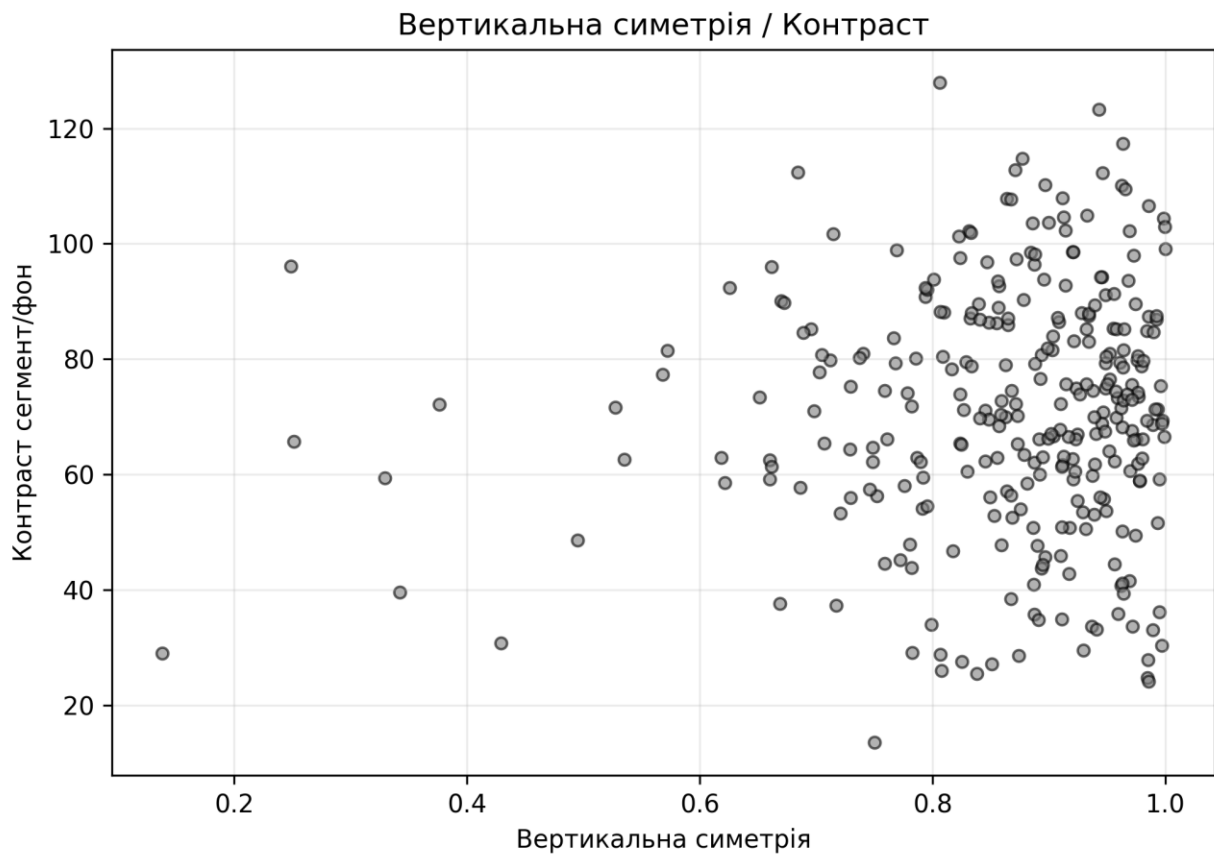


Рис. 6. Діаграма №3

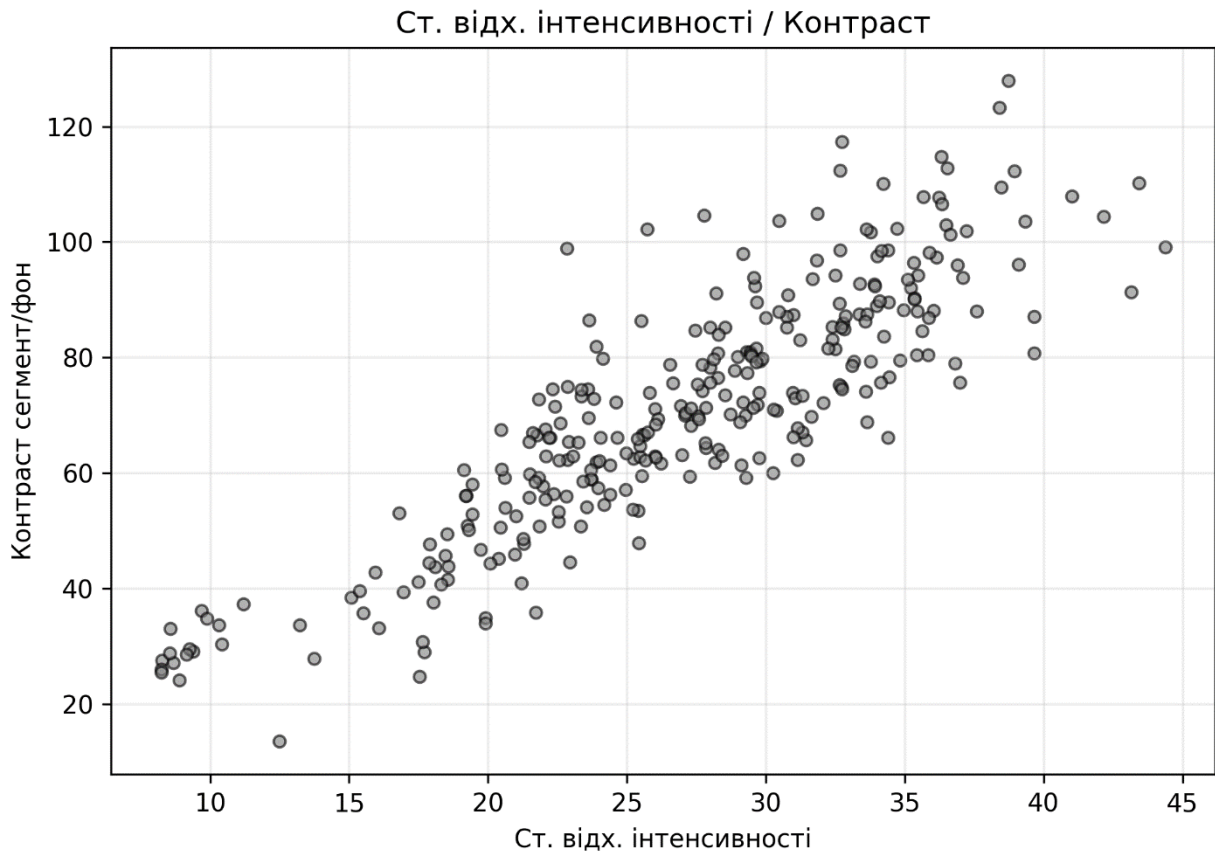


Рис. 7. Діаграма №4

Отримані результати підтверджують узгодженість запропонованої системи показників оцінювання якості сегментації. Високі значення індексу SSIM характеризують збереження структурних характеристик зображення після застосування фільтра Гауса для зменшення шумів на зображенні. Показник відносної площі перебуває у анатомічних межах області легень на рентген-знімках грудної клітини, що вказує на відсутність втрати частини шуканої області або надмірного захоплення фону.

Коефіцієнт вертикальної симетрії відображає анатомічну узгодженість лівої та правої легені та підтверджує правдоподібність отриманого результату сегментації. Отримані значення фотометричних показників характеризують достатній рівень відокремлення області легень від навколишніх фонових структур (коефіцієнт контрасту області легень відносно фону) та збереження внутрішньої текстурної неоднорідності (стандартне відхилення інтенсивності сегментованої області).

Невеликі значення стандартного відхилення обчислених показників вказують на помірну варіативність результатів та відсутність суттєвих відхилень між окремими зображеннями вибірки. Більшість точок на діаграмах розсіювання формує компактне скупчення значень, що свідчить про стабільність та узгодженість отриманих показників сегментації.

Аналіз діаграми розсіювання, що відображена на рис. 7, показує тенденцію до зростання контрасту зі збільшенням стандартного відхилення інтенсивності. Відповідно, зі зростанням внутрішньої варіативності інтенсивності збільшується і ступінь фотометричного відокремлення сегментованої області від фону.

#### Експериментальна оцінка показників сегментації

Експериментальна оцінка запропонованих показників сегментації проводилася на відкритому датасеті Shenzhen [14]. Еталонні маски легень для відповідних зображень отримано з датасету Lung Masks for Shenzhen Hospital Chest X-ray Set [15], що містить 566 зображень. Для кожного зображення застосовувався алгоритм сегментації, описаний у Наукові праці ВНТУ, 2026, № 1

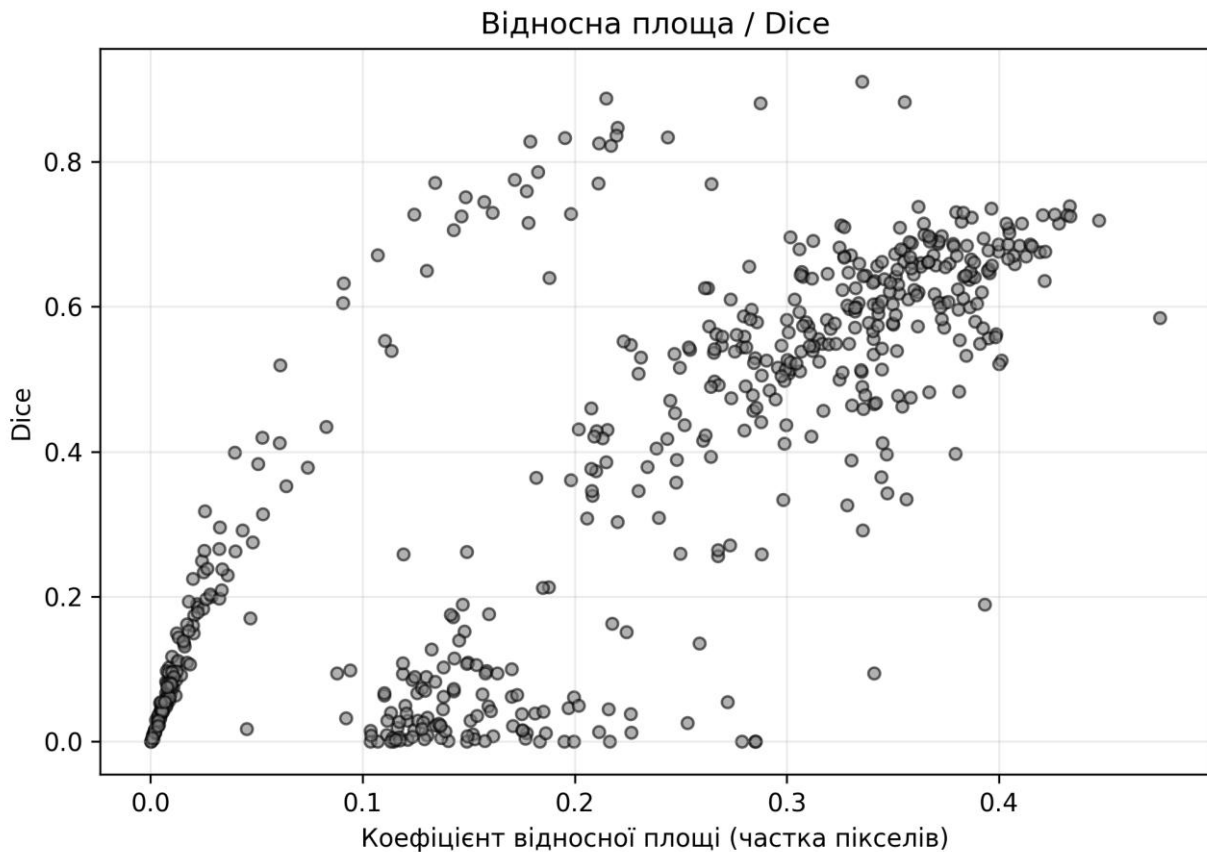
розділі «Методика сегментації».

У ході експерименту було обчислено значення коефіцієнта відносної площі, коефіцієнта вертикальної симетрії, стандартного відхилення інтенсивності, коефіцієнта контрасту області легень відносно фону та проаналізовано їх зв'язок з коефіцієнтом Dice, що характеризує якість сегментації відносно розмічених даних. Цей показник широко використовується для оцінювання якості сегментації рентген-знімків органів грудної клітини [3] та дозволяє оцінити узгодженість запропонованої системи показників із фактичною якістю сегментації.

Для аналізу зв'язку анатомічно-орієнтовних показників з коефіцієнтом Dice було побудовано діаграми розсіювання, які відображено на рис. 8 – 11. Аналіз показує, що значення коефіцієнта відносної площі в межах 0,3 – 0,5 характеризують анатомічно коректну сегментацію та відповідають вищим значенням коефіцієнта Dice.

Високі значення коефіцієнта вертикальної симетрії відповідають коректній сегментації та вищому значенню коефіцієнта Dice. Але за високого значення коефіцієнта вертикальної симетрії можуть спостерігатися низькі значення коефіцієнта Dice, що вказує на доцільність використання коефіцієнта вертикальної симетрії у поєднанні з іншими показниками.

Розподіл фотометричних показників має виражені області концентрації значень. Зокрема, найбільша кількість точок із високими значеннями коефіцієнта Dice спостерігається за значеннях коефіцієнта контрасту в межах 75 – 120 та стандартного відхилення інтенсивності в межах 35 – 45. Вихід за межі вказаних інтервалів характеризується зменшенням кількості точок із високими значеннями Dice та може вказувати про недостатнє відокремлення області легень від фону або втрату дрібних анатомічних елементів на сегментованому зображенні.



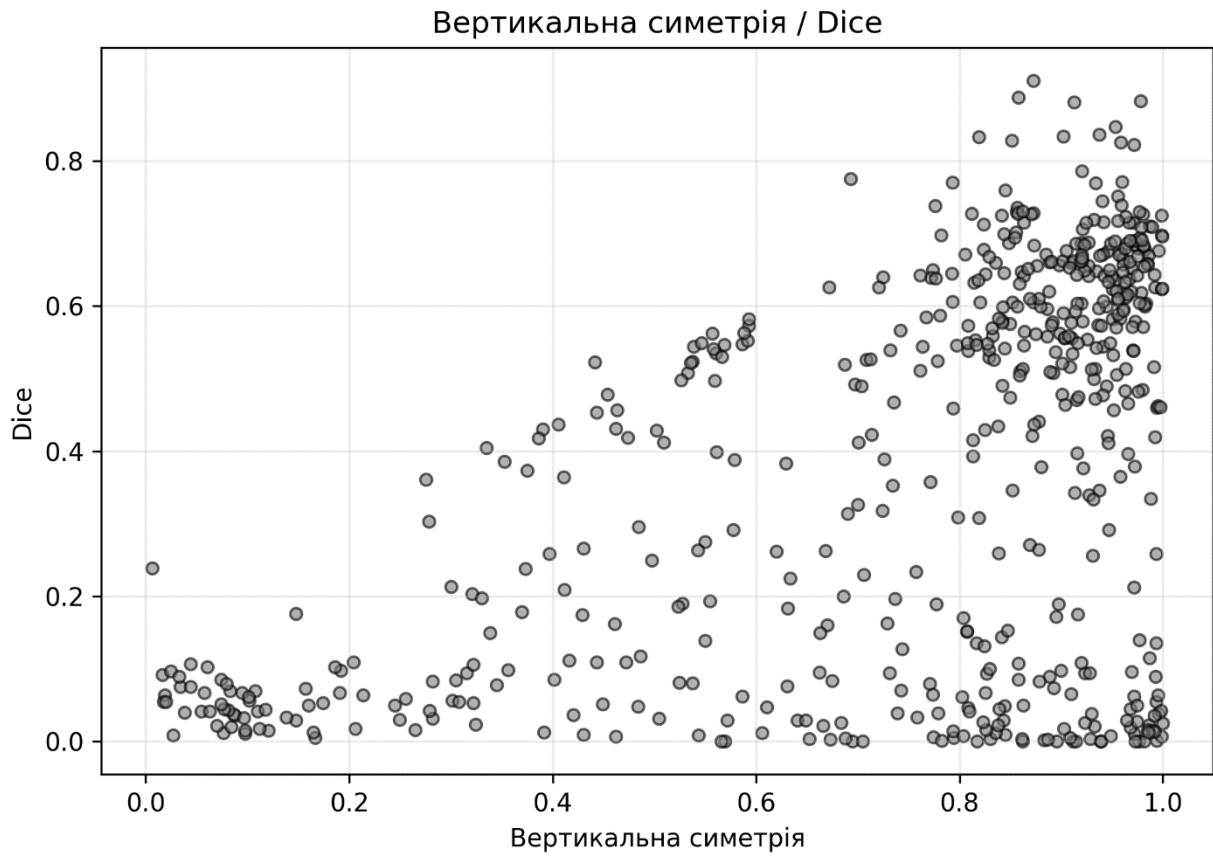


Рис. 9. Діаграма №6

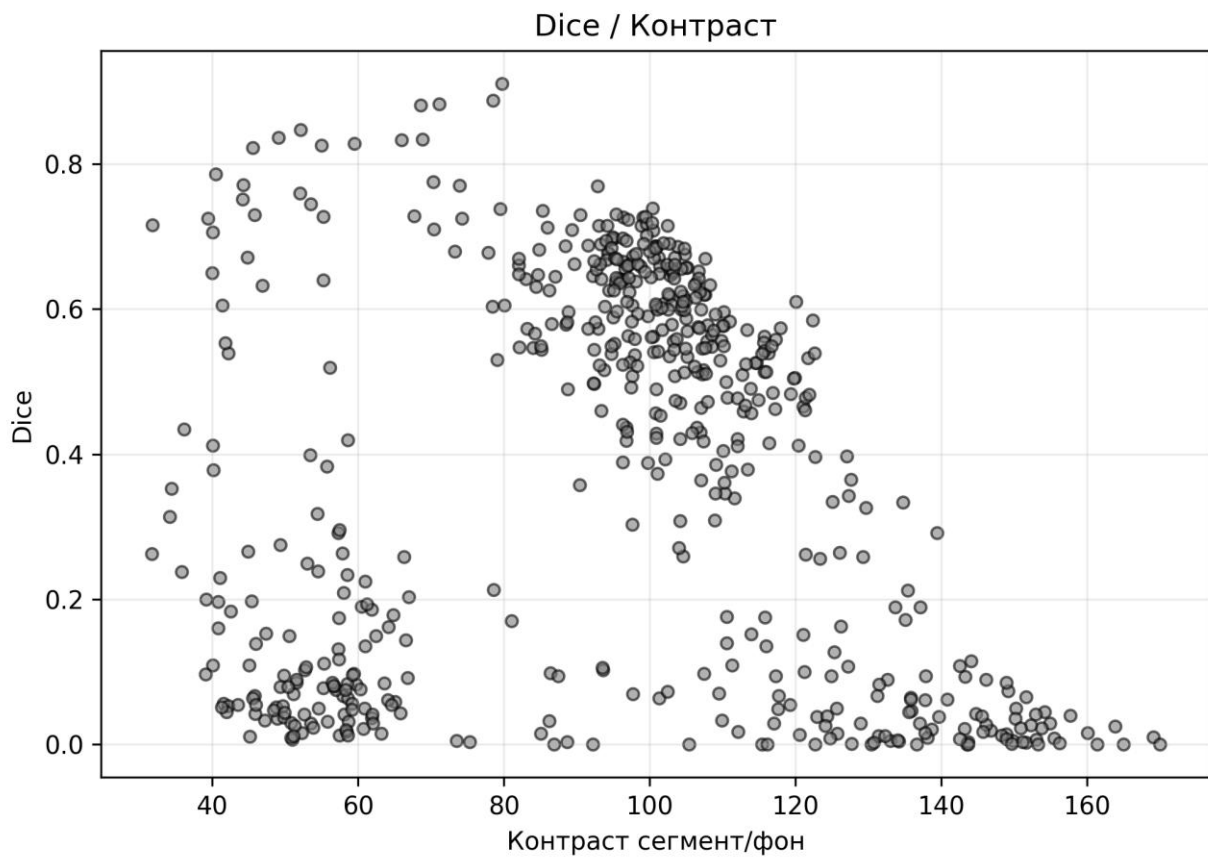


Рис. 10. Діаграма №7

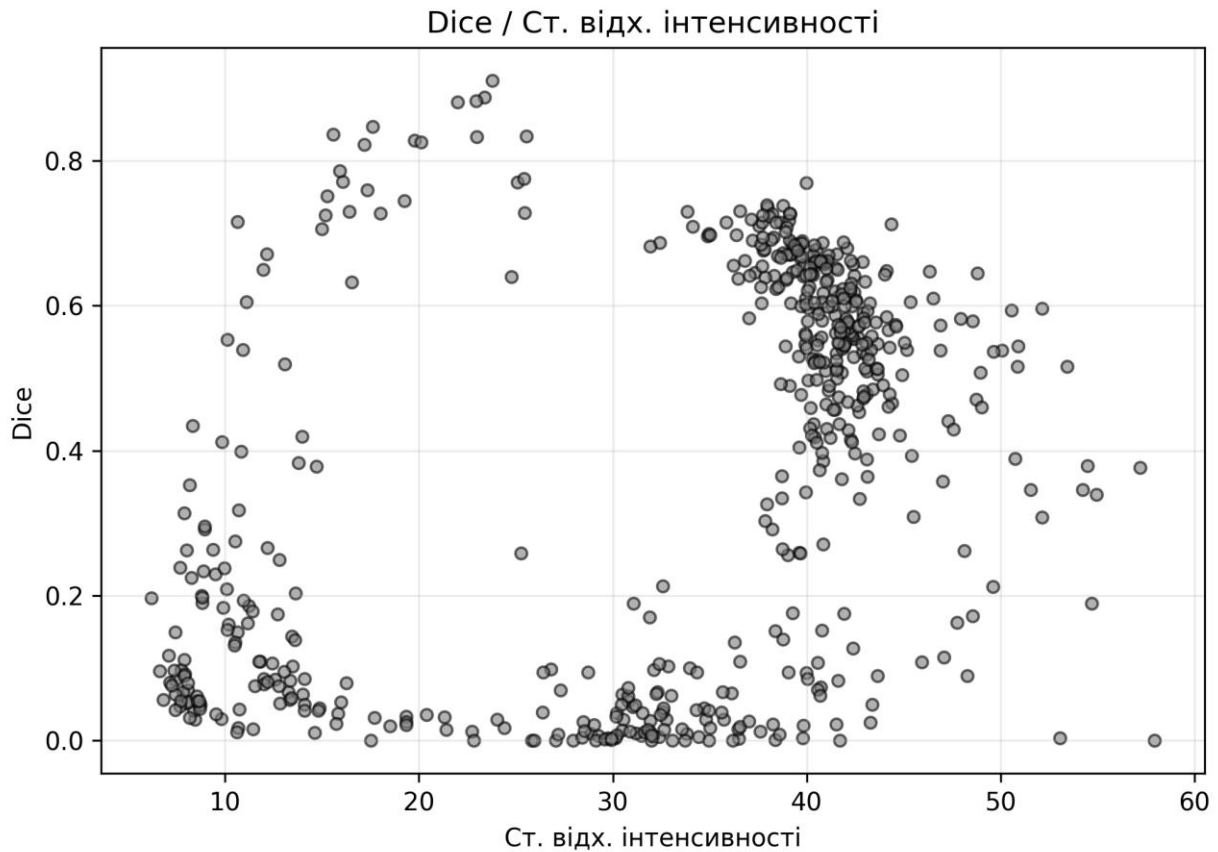


Рис. 11. Діаграма №8

### Висновки

У роботі реалізовано механізм сегментації області легень на рентген-знімках грудної клітини за допомогою методу Оцу з використанням фільтра Гауса. Запропоновано систему показників, що забезпечує комплексне оцінювання якості сегментації. Поєднання структурних, геометричних та фотометричних критеріїв дозволяє здійснювати багатосторонню перевірку правдоподібності результатів за відсутності еталонної розмітки і виявляти некоректні результати сегментації. Для оцінювання інформативності запропонованих показників використано коефіцієнт Dice як еталонну метрику на даних з розміченими даними. Встановлено, що фотометричні та геометричні показники мають діапазони значень, які відповідають коректній сегментації за коефіцієнтом Dice. Вказані діапазони значень, що відповідають коректній сегментації, можуть залежати від параметрів та якості зображень конкретних датасетів. Таким чином, запропонований комплекс показників доцільно розглядати як систему порогових критеріїв, що дозволяє оцінювати правдоподібність сегментації.

У подальших дослідженнях планується приділити особливу увагу підвищенню якості сегментації, використанню сегментації як покращення для задачі класифікації рентген-зображень та додатковому аналізу інформативності запропонованих показників.

Отримані експериментальні результати підтверджують узгодженість показників методу сегментації. Запропонована система розширює можливості застосування класичних методів обробки зображень у практичних задачах медичного аналізу та автоматизованих системах підтримки прийняття рішень.

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Сучков В. І., Пашко А. О.. Згортова нейронна мережа для класифікації рентген-знімків грудної клітини. *Журнал обчислювальної та прикладної математики*. 2025. № 2. С. 77–86. DOI: 10.17721/2706-9699.2025.2.06.

2. Ronneberger O., Fischer P., Brox T. U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI 2015)*. 2015. С. 234–241. DOI: 10.1007/978-3-319-24574-4\_28.
3. Din S., Shoaib M., Serpedin E. CXR-Seg: A Novel Deep Learning Network for Lung Segmentation from Chest X-Ray Images. *Bioengineering*. 2025. Vol. 12, №2. 167. DOI: 10.3390/bioengineering12020167.
4. External validation, radiological evaluation, and development of deep learning automatic lung segmentation in contrast-enhanced chest CT / K. Dwivedi et al. *European Radiology*. 2024. Vol. 34, № 4. P. 2727–2737. DOI: 10.1007/s00330-023-10235-9.
5. A Comprehensive Review of Traditional and Deep Learning-Based Methods for Medical Image Segmentation / L. Alzubaidi et al. *Bioengineering*. 2024. Vol. 11, № 10. 1034. DOI: 10.3390/bioengineering11101034.
6. Lung Segmentation in Chest Radiographs Using Anatomical Atlases with Nonrigid Registration / S. Candemir et al. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2014. Vol. 33, № 2. P. 577–590. DOI: 10.1109/TMI.2013.2290491.
7. Bosdelekidis V., Ioakeimidis N. S. Lung Field Segmentation in Chest X-rays: A Deformation-Tolerant Procedure Based on the Approximation of Rib Cage Seed Points. *Applied Sciences*. 2020. Vol. 10, № 18. 6264. DOI: 10.3390/app10186264.
8. Improving anatomical plausibility in medical image segmentation via hybrid graph neural networks: applications to chest x-ray analysis / N. Gaggion et al. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2022. DOI: 10.1109/TMI.2022.3224660.
9. COVID-19 Image Data Collection: Prospective Predictions are the Future / J. P. Cohen et al. *The Journal of Machine Learning for Biomedical Imaging*. 2020. Vol. 1. P. 1–38. DOI: 10.59275/j.melba.2020-48g7.
10. Agchung. Figure1 COVID Chest X-ray Dataset : веб-сайт. URL: <https://github.com/agchung/Figure1-COVID-chestxray-dataset> (дата звернення: 27.02.2026).
11. Gonzalez R. C., Woods R. E. Digital Image Processing. 3rd ed. Upper Saddle River : Pearson Education, 2008. 954 p.
12. Otsu N. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*. 1979. Vol. 9, №1. P. 62–66. DOI: 10.1109/TSMC.1979.4310076.
13. Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity / Z. Wang et al. *IEEE Transactions on Image Processing*. 2004. Vol. 13, №4. P. 600–612. DOI: 10.1109/TIP.2003.819861.
14. Two public chest X-ray datasets for computer-aided screening of pulmonary diseases / S. Jaeger et al. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*. 2014. №4 (6). P. 475–477. DOI: 10.3978/j.issn.2223-4292.2014.11.20.
15. Chest X-Ray Analysis of Tuberculosis by Deep Learning with Segmentation and Augmentation / S. Stirenko et al. 2018 *IEEE 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*. 2018. P. 422–428. DOI: 10.1109/ELNANO.2018.8477564.

Стаття надійшла до редакції 06.03.2026.

Стаття пройшла рецензування 18.03.2026.

**Пашко Анатолій Олексійович** – д-р ф.-м. наук, професор кафедри теоретичної кібернетики.

**Сучков Валентин Іванович** – аспірант кафедри теоретичної кібернетики,  
e-mail: valentynsuchkov@gmail.com.

Київський національний університет імені Тараса Шевченка.