

ЗМЕНШЕННЯ РІВНЯ ЗАВАД НА ЗОБРАЖЕННЯХ КОМП'ЮТЕРНИХ ТОМОГРАМ ЛЕГЕНІВ

Д. В. Дерепя, В. О. Дишлюк, М. В. Полякова
Одеський національний політехнічний університет

Анотація. В даній статті було розглянуто проблему зменшення рівня завад на зображеннях комп'ютерних томограм легенів людини, розглядаються найсучасніші методи зменшення рівня завад. В статті запропоновано комбінований метод з контрастуванням для зменшення рівня завад з кращими показниками. Використання запропонованого комбінованого методу з контрастуванням в реальних системах підтримки прийняття рішень для попередньої обробки зображень комп'ютерних томограм легенів збільшить якість системи в цілому, що в свою чергу підвищить вірогідність правильного діагностування.

Ключові слова: зменшення рівня завад, комп'ютерна томограма, система підтримки прийняття рішень, завади, комбіновані фільтри.

Вступ

Для прийняття рішень у медицині характерні недостатність знань, обмеженість часових ресурсів, відсутність можливості залучення компетентних експертів, неповнота інформації про стан хворого. Зазначені фактори є причинами лікарських помилок, які можуть призвести до подальшої втрати здоров'я пацієнта. Сьогодні, системи підтримки прийняття рішень (СППР) вже використовуються в багатьох галузях медицини, таких як хірургія, рентгенографія, офтальмологія, ендокринологія, онкологія та інші. Зокрема, СППР використовуються при обробці зображень комп'ютерних томограм (КТ) для зменшення рівня завад на зображеннях з метою підвищення вірогідності правильної діагностики.

Зображення КТ отримують за рахунок вимірювання різниці ослаблення рентгенівського випромінювання різними тканинами та обробки отриманих даних комп'ютером. Як наслідок ці зображення малоконтрастні та містять адитивний, імпульсний, флюктуаційний та спекл-шум, а також різноманітні артефакти. Тому попередня обробка зображення КТ — це одна з процедур, що визначає ефективність СППР. Від ефективності попередньої обробки залежить ефективність всієї системи загалом. Неefективна СППР може стати передумовою для неправильної діагностики.

Наприклад, на зображенні КТ легенів людини (рис. 1) лікарю дуже важко побачити пухлини та новоутворення. Деякі артефакти на зображенні майже не відрізняються від затемнення легенів. Також, через шуми на цих зображеннях контури легенів, трахеї є розмитими, що заважає

діагностуванню запальних процесів в організмі людини.



Рис. 1. Зображення КТ легенів

1. Огляд сучасних методів та літератури

Сучасні методи попередньої обробки зображень КТ можна розділити на 2 групи:

- методи зменшення рівня завад за рахунок нейронних мереж;
- методи зменшення рівня завад за рахунок фільтрації.

Для кожної групи методів є характерні недоліки. Методи попередньої обробки на основі нейронних мереж мають вузький спектр застосування за рахунок відсутності чистих тестових зображень, що подавались б на вихід мережі. В [1] було запропоновано проводити навчання нейронної мережі за рахунок подавання на вихід нейронної мережі створених цифрових зображень, а на вхід їх копій, спотворених випадковим шумом. Метод порівнюється з медіанною фільтрацією з розміром апертури 5x5. За експертною оцінкою метод на основі нейронних мереж є більш ефективним за медіанний фільтр.

Другу групу методів попередньої обробки зображень КТ розглянуто в [2]. В цій роботі була проведена систематизація методів для зменшення рівня завад на зображенні КТ мозку лю-

дини. Було використано гаусівський, режекторний фільтри, фільтри високих та низьких частот, виконано фільтрацію вейвлетом Добеші db-4, а також комбінованим методом, який складається з гаусівського фільтру та еквалізації гістограми зображення. Комбінований метод дав найкращі результати щодо зменшення рівня завад за експертною оцінкою. Недоліками даного методу є розмиття контурів гаусівським фільтром, а також те, що вирівнювання гістограми зображення після фільтрації разом з корисним сигналом «підсвічує» шуми на зображенні.

В [3] досліджено ефективність зменшення рівня завад на зображенні КТ хребту людини медіанним, вінеровським та WB-фільтром. WB-фільтр — комбінований фільтр, який поєднує медіанну фільтрацію та лінійний фільтр. Ефективність фільтрації кожним методом оцінюється за допомогою PSNR та MSE. Найкращі показники зменшення рівня завад показав WB-фільтр. Оцінка PSNR даного фільтру становить 28 - 35 dB, залежно від вхідного зображення. Недоліком цього методу є сильне розмиття маленьких об'єктів на зображеннях КТ.

В [4] використано вінеровський фільтр для зменшення рівня завад на КТ мозку людини. Цей фільтр показав найкращі результати за оцінкою експерта в порівнянні з медіанним фільтром та вейвлет-фільтрацією. Недоліком застосування вінеровського фільтру є видалення значної кількості корисного сигналу.

Таким чином, існуючі методи зниження рівня завад на зображеннях КТ мають такі недоліки як розмиття контурів об'єктів, видалення значної кількості корисного сигналу, розмиття маленьких об'єктів, саме тому задача попередньої обробки зображень КТ є актуальною. Для зменшення рівня завад на зображеннях КТ в цій роботі було розроблено комбінований метод з контрастуванням.

2. Комбінований метод для зменшення рівня завад на зображеннях КТ з контрастуванням

Зображення КТ характеризуються завадами різного походження та ступеня впливу. Адитивний шум / флюктуаційний шум обумовлений власними шумами датчика та випадковими збуреннями в каналі. Також, якість зображення суттєво погіршується завдяки імпульсному шуму, який виникає при квантуванні та має високий ступінь впливу на зображення КТ, як і адитивний шум. Також, на зображенні КТ можна виділити спекл-шум, обумовлений взаємним накладенням

хвиль при хвильовому випробувальному впливі - інтерференції (середня ступінь впливу в КТ). Найменшу ступінь впливу на якість зображення КТ має мультиплікативний шум, який обумовлений нерівномірним освітленням.

На зображеннях КТ можна виділити артефакти, під якими розуміється будь-яка невідповідність між інтенсивностями реконструйованого зображення і істинними коефіцієнтами ослаблення матеріала об'єкта. Артефакти можуть проявлятися у вигляді смуг (похибка в окремому вимірі), кілець (помилки калібрування окремого детектора), затемнень (ступове відхилення цілої групи каналів), інших форм (природні особливості матеріалу дослідження).

З урахуванням розглянутих завад, в роботі запропонований комбінований метод для зменшення рівня завад на зображеннях КТ з контрастуванням. Цей метод складається з таких етапів:

- вирівнювання гістограми зображення;
- фільтрація з метою підвищення різкості;
- медіанний фільтр з маскою (5x5).

Відомо, що в ідеалі на цифровому зображенні в рівній кількості повинні бути присутніми пікселі з усіма значеннями яскравості, тобто гістограма повинна бути рівномірною. Перерозподіл яскравостей на зображенні з метою отримання рівномірної гістограми виконує метод еквалізації. Корисний сигнал та шум, присутній на зображенні КТ стануть більш яскравими, що вдало вплине на подальше зменшення рівня завад. Вирівнювання гістограми зображення виконано функцією «histeq». Функція «histeq» в програмній середі MatLab викликається строкою:

$$[Id, T] = histeq(Is, n)$$

Де Id – вихідне зображення;

Is – вхідне зображення;

n – кількість стовпців гістограми яскравості;

T – вектор, який задає характеристику передачі рівнів яскравості з вхідного зображення до результуючого. T обирається шляхом мінімізації функції:

$$F(k) = |c_1(T(k)) - c_0(k)|$$

Де c_0 – сума інтенсивностей всіх пікселів з яскравістю менш ніж k ;

c_1 - сума значень гістограми для всіх дискретних рівнів яскравості, які не більші за k .

На рисунку 3 зображено КТ легенів людини після еквалізації вхідної томограми зображень на рисунку 2.

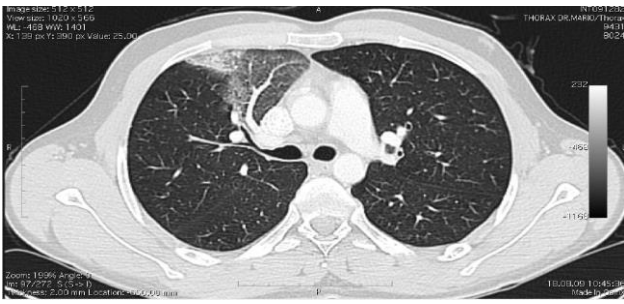


Рис. 2. Вхідне зображення КТ легенів

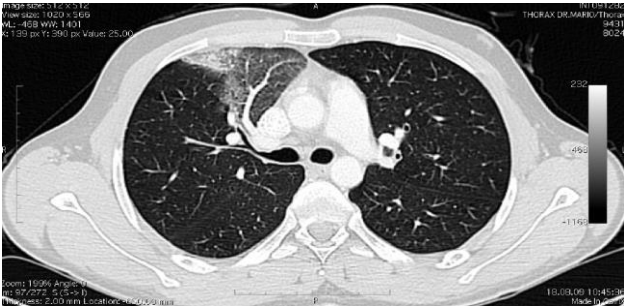


Рис. 3. Зображення КТ після вирівнювання гистограми

Як можна побачити, після еквалізації зображення стало більш контрастним, шум та об'єкти на зображенні стали більш яскравими ніж були на вхідному зображенні.

Фільтр підвищення різкості був використаний для зменшення рівня розмиття зображення медіанним фільтром, а також для запобігання фільтрації корисного сигналу на зображенні в неприпустимому обсязі. В якості фільтру підвищення різкості використовувався фільтр з маскою:

$$H = \begin{pmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 9 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{pmatrix}$$

На рисунку 4 зображено КТ легенів після еквалізації та використання фільтру підвищення різкості.

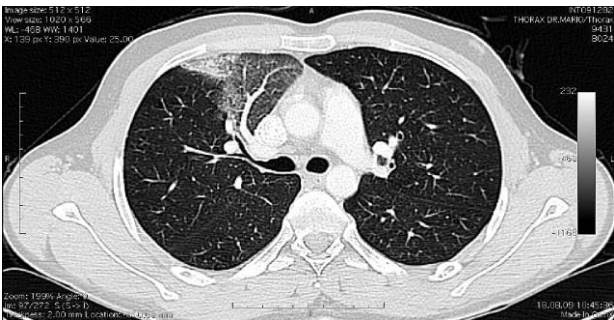


Рис. 4. Зображення КТ легенів після еквалізації та використання фільтру підвищення різкості

На цьому етапі контури на зображенні стали більш чіткими, маленькі об'єкти разом з шумом стали більш різкими.

Медіанний фільтр був використаний, оскільки він знижує рівень імпульсного шуму. Розмір маски був обраний 5x5 пікселів, тому що саме такий розмір маски, в більшості випадків, дає невелику ступінь розмиття при великій мірі зменшення рівня шумів.

$$y(m, n) = \text{median}\{x(i, j), (i, j) \in \omega\}$$

Де ω представляє окіл, в нашому випадку 5x5 пікселів, з центром навколо пікселя $[m, n]$ на зображенні.

На рисунку 5 зображено результат роботи комбінованого методу з контрастуванням.

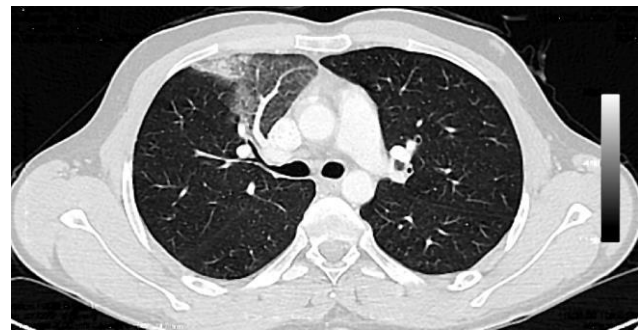


Рис. 5. Зображення КТ після зниження рівня завад комбінованим методом з контрастуванням

Після обробки вхідного зображення запропонованим методом рівень шуму суттєво знизився контури стали більш чіткими, зображення стало контрастнішим.

3. Експериментальні дослідження запропонованого методу

Оцінка ефективності зменшення рівня завад проводилася за показниками пікового відношення сигналу до завади (PSNR) та середньоквадратичного відхилення (MSE). Також для оцінки ефективності зменшення рівня завад був залучений спеціаліст рентгенолог, який давав суб'єктивну експертну оцінку покращеного зображення.

Пікове відношення сигналу до завади означає співвідношення між максимумом можливого значення сигналу і потужністю завади, що створює значення сигналу. Найпростіше його визначити через середньоквадратичне відхилення (MSE), яке для двох монохромних зображень I і K розміру $m \times n$, одне з яких вважається наближенням іншого, обчислюється так:

$$MSE = \frac{1}{mn} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} |I(i, j) - K(i, j)|^2$$

де $I(i, j)$ – це інтенсивність пікселя (i, j) вхідного зображення;

$K(i, j)$ – це інтенсивність пікселя (i, j) обробленого зображення.

PSNR розраховується так:

$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{MAX_I^2}{MSE} \right) = 20 \log_{10} \left(\frac{MAX_I}{\sqrt{MSE}} \right)$$

де MAX_I – це максимальне значення інтенсивності зображення I .

Показник PSNR, по суті, аналогічний середньоквадратичному відхиленню, проте користуватися ним зручніше за рахунок логарифмічного масштабу шкали. Йому притаманні ті ж недоліки, що і середньоквадратичному відхиленню. Слід зазначити, що «хороший» PSNR не завжди гарантує гарну якість зображення, через те що зорова система людини має нелінійну поведінку. Саме тому, для адекватної оцінки якості роботи запропонованого метода зменшення рівня завад на зображеннях КТ було запрошено експерта.

Метод з контрастуванням був порівняний з медіанним фільтром з різним розміром апертури, а також з вінеровським фільтром з різною апертурою обробки, а також з розглянутими в роботі методами.

На рисунках 6 та 8 показані вхідні зображення, які використовувались в дослідженні. В роботі вирішувалася задача обробки зображення КТ легенів. Завдяки КТ легенів можна діагностувати пневмонію, доброякісні та злоякісні пухлини, туберкулез, грижу та багато інших захворювань. На рисунках 7 та 9 представлені результати зменшення рівня завад запропонованим комбінованим методом.



Рис. 6. Вхідне зображення

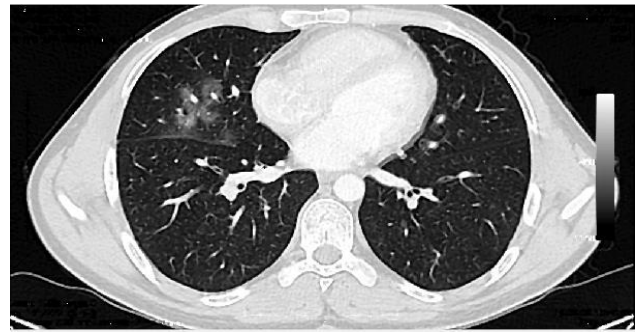


Рис. 7. Оброблене зображення комбінованим методом з контрастуванням

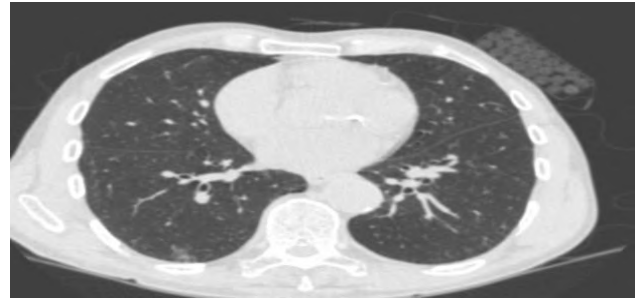


Рис. 8. Вхідне зображення



Рис. 9. Оброблене зображення комбінованим методом з контрастуванням

Аналізуючи наведені вхідні та оброблені зображення можна сказати, що контури на оброблених зображеннях стали більш чіткими, випадкові завади добре придушені, маленькі об'єкти та їх контури залишилися чіткими, зображення в цілому стало більш різким та контрастним, що в цілому добре вплине на ефективність СППР та правильність діагностування.

В таблиці 1 наведено ефективність зменшення рівня завад на зображеннях КТ розглянутими методами та комбінованим методом з контрастуванням за оцінками PSNR, MSE, експертною оцінкою відфільтрованого зображення та суб'єктивною оцінкою різностного кадру. Кожний метод протестований на 10 вхідних зображеннях. Результати, наведені в таблиці було усереднено.

Результати роботи фільтрів

Оцінка Фільтр	MSE	PSNR	Суб'єктивна оцінка відфільтрованого зображення
Медіанний (3x3)	55.57	32.18	Шум частково придушений. Зображення не розмите, контури чіткі
Медіанний (5x5)	90.34	21.97	Шум частково придушений. Зображення трохи розмите, контури чіткі.
Медіанний (7x7)	117.8 2	13.86	Шум сильно придушений. Зображення розмите, контури не чіткі.
Вінеровський (3x3)	56.08	33.18	Шум частково придушений. Зображення не розмите, контури чіткі
Вінеровський (5x5)	98.01	21.92	Шум добре придушений. Зображення трохи розмите, контури чіткі.
Вінеровський (7x7)	125.5 1	13.86	Шум добре придушений. Зображення трохи розмите, контури не зовсім чіткі.
WB-фільтр	113.2	31.16	Шум добре придушений. Маленькі об'єкти на зображенні сильно розмиті.
Комбінований на основі гаусівського фільтру та вирівнювання гистограми	62.26	30.02	На темних місцях зображення помітний шум. Зображення трохи розмите.
Комбінований метод з контрастуванням	58.89	34.34	Шум сильно придушений. Зображення не розмите, контури чіткі.

Аналізуючи результати наведені в таблиці 1, можна зробити висновок, що найкраще з задачею зниження рівня завад на зображеннях КТ легенів впорався комбінований метод з контрастуванням за 4-ма оцінками. Також, добре впорався вінеровський фільтр (3x3), але за експертною оцінкою цей фільтр показав гірший результат ніж запропонований метод через великий ступінь розмиття контурів середніх та маленьких об'єктів. На різностних кадрах всіх перелічених фільтрів, за суб'єктивною оцінкою, міститься незначна кількість важливої інформації.

Висновок

В процесі роботи був створений комбінований фільтр для зменшення рівня завад на зображеннях КТ легенів. Оскільки оцінка якості роботи комбінованого фільтра за критеріями PSNR, MSE та суб'єктивного аналізу була кращою ніж найбільш поширені методи, метод запропоновано як кращий.

Отже, система СППР, в якій використовується запропонований комбінований фільтр для попередньої обробки може дати кращі результати ніж аналогічні.

Список використаної літератури

- Jonathan, K. Vis., Walter, A., Kusters, K., Joost, B. Discrete Tomography: A Neural Network Approach, [Electronic Resource]. – Access Mode: <https://pdfs.semanticscholar.org/bae9113f14.pdf>
- Ласьков, В. В., Симонов, Е. Н. Методы фильтрации изображений в рентгеновской компьютерной томографии, [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://cyberleninka.ru/article/v/metody-filtratsii-izobrazheniy-v-rentgenovskoy-kompyuternoy-tomografii>
- Senthilraja, S., Suresh, P., Suganthi, M. Noise Reduction in Computed Tomography Image Using WB Approach, [Electronic Resource]. – Access Mode: <https://pdfs.semanticscholar.org/a704/148f3cc833c9aa68352709feb6a37ba163e4.pdf>
- Ehman, Eric C., Lifeng, Yu., Manduca, Ar., Hara, Amy K., Shiung, M. M. Methods for Clinical Evaluation of Noise Reduction Techniques in Abdominopelvic CT. [Electronic Resource]. – Access Mode: <https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.344135128>
- Сайт програми «MatLab»: MATLAB.exponenta. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://matlab.exponenta.ru>

6. Гонсалес, Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.kodges.ru/komp/design/34679r..html>

7. Ganbold, G. History Document Image Background Noise and Removal Methods [Electronic Resource]. – Access Mode: <http://ijkcdt.net/xml/05531/05531.pdf>

8. Fabijanska, A., Sankowski, D. Image Noise Removal – The New Approach [Electronic Resource]. – Access Mode: http://an-fab.iis.p.lodz.pl/CADSM1_Fabijanska.pdf

9. Chang-yanab, C., Ji-xiana, Z., Zheng-juna L. Study on methods of noise reduction in a stripped image [Electronic Resource]. – Access Mode: https://www.isprs.org/poced/congress/6b_pdf/35.pdf

10. Wrangsjo, A., Knutsson, H. Histogram Filters for Noise Reduction [Electronic Resource]. – Access Mode: <http://liu.org/smash/get//TEXT01.pdf>

References

1. Jonathan K. Vis, Walter A., Kosters K., Joost Batenburg “Discrete Tomography: A Neural Network Approach”, available at: <https://pdfs.semanticscholar.org/bae9113f14.pdf>

2. Lasykov, V. V., Simonov, E. N. “Image filtering methods in computed tomography” [Metodi filytracii izobrajeniy v rentgenovskoy kompyuternoy tomografii], available at: <https://cyberleninka.ru/article/v/metody-filtratsii-izobrazheniy-v-rentgenovskoy-kompyuternoy-tomografii>

3. S. Senthilraja, Dr. P. Suresh, Dr. M. Suganthi “Noise Reduction in Computed Tomography Image Using WB Approach”, available at: <https://pdfs.semanticscholar.org/a704f3cc833c9aa68352709feb6a37ba163e4.pdf>

4. Ehman, Eric C., Lifeng, Yu., Manduca, Ar., Hara, Amy K., Shiung, M. M. “Methods for Clinical Evaluation of Noise Reduction Techniques in Abdominopelvic CT”, available at: <https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.344135128>

5. Website of «MatLab»: MATLAB.exponenta, available at: <http://matlab.exponenta.ru>

6. Gonsales, R., Voods, R. “Digital image processing” [Cifrovaya obrabotka izobrajeniy], available at: <https://www.kodges.ru/komp/design/34679r..html>

7. Ganbold, G. “History Document Image Background Noise and Removal Methods”, available at: <http://ijkcdt.net/xml/05531/05531.pdf>

8. Fabijanska, A., Sankowski, D. “Image Noise Removal – The New Approach”, available at: http://an-fab.iis.p.lodz.pl/CADSM1_Fabijanska.pdf

9. Chang-yanab, C., Ji-xiana, Z., Zheng-juna L. “Study on methods of noise reduction in a stripped image”, available at: https://www.isprs.org/poced/congress/6b_pdf/35.pdf

10. Wrangsjo, A., Knutsson, H. “Histogram Filters for Noise Reduction”, available at: <http://liu.org/smash/get//TEXT01.pdf>

NOISE REDUCTION OF LUNGS COMPUTED TOMOGRAPHY IMAGES

D. Derepa, V. Dishlyuk, M. Polyakova
Odessa National Polytechnic University

Abstract. *This article deals with the problem of improving the quality of the decision support system by improving the preprocessing of human lungs computed tomography images. These images are low-contrast and contain various noise, so pre-processing such images is an actual current issue. This problem is very important because quality of the preprocessing determines the efficiency of the decision support system. decision support system is used in the processing of computerized tomograms to reduce the level of noise in images in order to increase the probability of correct diagnosis. The aim of the work was to create a better method for apply in this applied area. This article has been analyzed existing methods of reducing the level of noise in the images of humans lungs computed tomography. This work revealed the main disadvantages of the existing methods. Combined method with contrasting was proposed for reducing the level of noise on images of computed tomography, on the basis of the received information. The efficiency of the proposed method was evaluated by three indicators and compared with the efficiency of the considered methods. Based on the data of these assessments, the method with contrasting turned out to be the best among those considered, which shows the expediency of applying the proposed method in real decision support systems in medicine. The application of the combined method with contrasting which proposed in the article for the preprocessing of images of humans lungs computed tomography will improve the quality of the system as a whole, which in turn will increase the probability of correct diagnosis..*

Keywords: noise reduction, computed tomography, decision support system, noise on lungs computed tomography, combined filters.

УМЕНЬШЕНИЕ УРОВНЯ ПОМЕХ НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ КОМПЬЮТЕРНЫХ ТОМОГРАММ ЛЕГКИХ

Д. В. Дерепя, В. О. Дышлюк, М. В. Полякова
Одеський національний політехнічний університет

Аннотация. В данной статье было рассмотрено проблему уменьшения уровня помех на изображениях компьютерных томограмм легких человека, были рассмотрены современные методы уменьшения уровня помех. В статье предлагается комбинированный метод с контрастированием для уменьшения уровня помех с лучшими показателями. Использование предложенного комбинированного метода с контрастированием в реальных системах поддержки принятия решений для предварительной обработки изображений компьютерных томограмм легких улучшит качество системы в целом, что в свою очередь повысит вероятность правильного диагностирования.

Ключевые слова: уменьшение уровня помех, система поддержки принятия решений, помехи, комбинированные фильтры.

Отримано 28.08.2019



Дерепя Дмитро Володимирович, бакалавр, студент магістратури кафедри прикладної математики та інформаційних технологій, Одеського національного політехнічного університету. Проспект Шевченко, 1, Одеса, Україна.
E-mail: dimaderepa1997@gmail.com, тел. +380677223468

Dmitry Derepa, Bachelor, Graduate Student of the Department of Applied Mathematics and Information Technologies, Odessa National Polytechnic University. Shevchenko ave., 1, Odessa, Ukraine.
E-mail: dimaderepa1997@gmail.com, mob. +380677223468

ORCID ID: 0000-0002-7711-938X



Дышлюк Вікторія Олегівна, бакалавр, студент магістратури кафедри прикладної математики та інформаційних технологій, Одеського національного політехнічного університету. Проспект Шевченко, 1, Одеса, Україна.
E-mail: victoriadyshlyuk@gmail.com, тел. +380981089783

Victoria Dyshlyuk, Bachelor, Graduate Student of the Department of Applied Mathematics and Information Technologies, Odessa National Polytechnic University. Shevchenko ave., 1, Odessa, Ukraine.
E-mail: victoriadyshlyuk@gmail.com, mob. +380981089783

ORCID ID: 0000-0001-6406-479X



Полякова Марина Вячеславівна, доктор технічних наук, доцент кафедри прикладної математики та інформаційних технологій Одеського національного політехнічного університету. Проспект Шевченко, 1, Одеса, Україна.
E-mail: marina_polyakova@rambler.ru, тел. +380957078161

Marina Polyakova, Dr. of Technical Sciences, Associate Professor of the Department of Applied Mathematics and Information Technologies, Odessa National Polytechnic University. Shevchenko ave., 1, Odessa, Ukraine.
E-mail: marina_polyakova@rambler.ru, mob. +380957078161

ORCID ID: 0000-0002-1597-8867