

Л.Г. Ахметшина, С.К. Мітрофанов, О.В. Книш

ПЕРЕДОБРОБКА РЕНТГЕНОГРАМИ ДЛЯ ПІДВИЩЕННЯ ЧУТЛИВОСТІ ВІЗУАЛЬНОГО АНАЛІЗУ

Аннотація. В області медичної візуалізації фундаментальне значення має поліпшення зображень різної фізичної природи для підвищення вірогідності діагностування на їх основі. Слабкий контраст - поширений дефект рентгенівських знімків. Представлені інформаційні можливості методу передобробки напівтонових зображень, спрямованого на підвищення чутливості та достовірності їх візуального аналізу. Запропонований алгоритм має декілька етапів обробки: просторові методи гістограмної еквалізації, нечітку інтенсифікацію, поліпшення в частотній області. Показано, що застосування запропонованої технології за рахунок підвищення контрастності та роздільної здатності, дозволяє значно покращити деталізацію вихідних даних. Перерозподіл яскравості гістограми в середній діапазон рівнів сірого відповідає найкращому зоровому сприйняттю, що зумовлює достовірність діагностики на основі рентгенограми. Наведено експериментальні результати на прикладі реальних знімків.

Ключові слова: слабоконтрастні зображення, рентгенограмма, еквалізація гістограми, нечіткі методи, візуальний аналіз, функція належності, оператор інтенсифікації.

Вступ. В даний час аналіз зображень використовується в різних додатках, зокрема, в медицині вони є важливим діагностичним інструментом, що дозволяє швидко оцінити стан пацієнта [1]. Медичні зображення мають різну фізичну природу – рентгенівські знімки (XR), комп'ютерна томограма (КТ), магнітно-резонансне зображення (МРТ), емісійна позиційна томографія (ПЕТ), однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЭКТ) и цифрова рентгенографія. Кожна з них потребує специфічних методів обробки, метою якої є підвищення якості можливості виявлення неозброєним оком дрібних деталей, меж структур, аномальних складових [2].

Рентгенівські зображення - одна з найстаріших методик, яка використовується для аналізу аномалій щільних тканин. Недостатня якість рентгенівських знімків обумовлена як фізичними особливостями використовуваної апаратури (неоднорідність фону, нелінійність характеристик передачі рівнів сірого, шуми різного походження), так і процесом їх формування (анатомічні особли-

вості пацієнта, динамічні спотворення та ін.) [1]. Якість рентгенівських знімків зазвичай необхідно підвищити, застосовуючи техніку попередньої обробки, яка є важливим етапом, що зумовлює чутливість і достовірність подальшого аналізу або сегментації, що використовується для виявлення об'єктів інтересу.

Постановка задачі. Основною метою цієї статті є оцінка впливу на якість яскравих характеристик рентгенівського знімка результатів передобробки з використанням комбінації просторових методів гістограмної еквалізації, нечіткої інтенсифікації та поліпшення в частотній області.

Аналіз публікацій. Можна виділити два основних підходи до цифровій обробці зображень - просторові методи, які засновані на прямій маніпуляції з характеристиками пікселів вихідного зображення і частотні методи перетворень, що здійснюється на основі Фур'є- або вейвлет- перетворень. Для отримання необхідного результату зазвичай необхідно використання різних комбінацій методів [3].

Серед просторових методів по широті та ефективності застосування слід виділити гістограмні методи перетворення [3, 4].

Еквалізація гістограми (Histogram Equalization-GE) це проведення таких перетворень, які забезпечують присутність на зображенні в рівних кількостях пікселів з різними значеннями із заданого динамічного діапазону інтенсивності. В більшості випадків це істотно розширює динамічний діапазон яскравості, що призводить до більш чіткого відображення дрібних деталей. Особливо сильно цей ефект проявляється на низькоконтрастних зображеннях.

Гіперболізація гістограми (СНН) виконує видозміну гістограми вихідного зображення так, що щільність ймовірності результуючого зображення приймає гіперболічну форму. Метод гіперболізації заснований на властивостях людського зору: передбачається, що в зоровій системі вихідний сигнал фоторецепторів пропорційний логарифму вхідної яскравості (психофізичний закон Вебера-Фехнера), тому результуюча щільність ймовірності виявиться рівномірною.

Недоліком цих методів є те, що вони застосовується до вихідного зображення в цілому, що, як показує практика, досить часто не здатне адекватно реагувати на наявність ділянок низького контрасту різної природи в межах одного знімка.

Метод адаптивної еквалізації гістограми або CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) спочатку був розроблений для обробки медичних зображень. Алгоритм цього методу заснований на віконному перетворенні

(рекомендований розмір вікна 8x8 пікселів), що дозволяє враховувати просторову складову.

Ці методи обробки зображень розглядають значення пікселів як точні константи, в той час як існують об'єктивні причини присутності у цифрових зображеннях нечіткості та невизначеності [5]:

- втрата інформації під час відображення об'єктів з тривимірного (3-D) простору, до 2-D проекції;
- рівень сірого має невизначеність через недосконалість системі формування, дискретизацію, квантування, а також статистичну випадковість;
- межі об'єктів, співвідношення з фоном та їх параметри є невизначеними за природою.

Для обліку цих факторів в даний час розробляються нові методи, які засновані на ідеях нечіткості. Такий підхід є свого роду нелінійним перетворенням, відмінність якого від інших методів полягає в тому, що обробка виконується над одним або кількома значеннями функції належності щодо властивостей, які є цілю аналізу (наприклад, яскравість, межі, однорідність) [5].

Основна частина. Цифрове зображення - це двовимірний масив квантованих значень шкали сірого $G(x,y)$, які відповідають рівнім яскравості пікселів. Якщо глибина кольору становить 12 біт (MPT), зображення може мати 212 або 4096 рівня відтінків сірого; 8-розрядне зображення (XR) має 128 або 256 значень.

На рис. 1 а представлена рентгенограма та гістограма зображення шийного відділу хребта, на якому спостерігаються розмиті межі об'єктів інтересу (хребти та між хребцеві диски), відсутня деталізація їх структури.

На рис. 1 б, 1 в відображений результат застосування методів GE і CLANE, який показує, що з точки зору підвищення візуальної чутливості та роздільної здатності при візуальному аналізі зони інтересу відносно поліпшення забезпечує CLANE.

Недостатня ефективність поліпшення якості такого типу зображень з використанням чітких методів перетворення гістограми для пов'язана з такими факторами:

- повний діапазон рівнів сірого, з наявністю значних темних та світлих ділянок;
- наявність окремих чітких меж об'єктів;
- зміни рівнів сірого в зоні інтересу нижче за поріг зорового сприйняття;

- мультимодальна гістограма з незначними піками (методи, що використовують апріорі задані межі для виділення областей інтересу, дають значні помилки);

- невизначеність у наявності об'єктів інтересу та їх характеристиках, які часто знаходяться у низьких та високих областях діапазону яскравості та співставні з рівнем шуму та зміни фону.

Предобробка зображень з використанням нечітких методів ґрунтується на відображенні рівнів сірого яскравості до нечіткої площини використовуючи перетворення членства [6, 7].

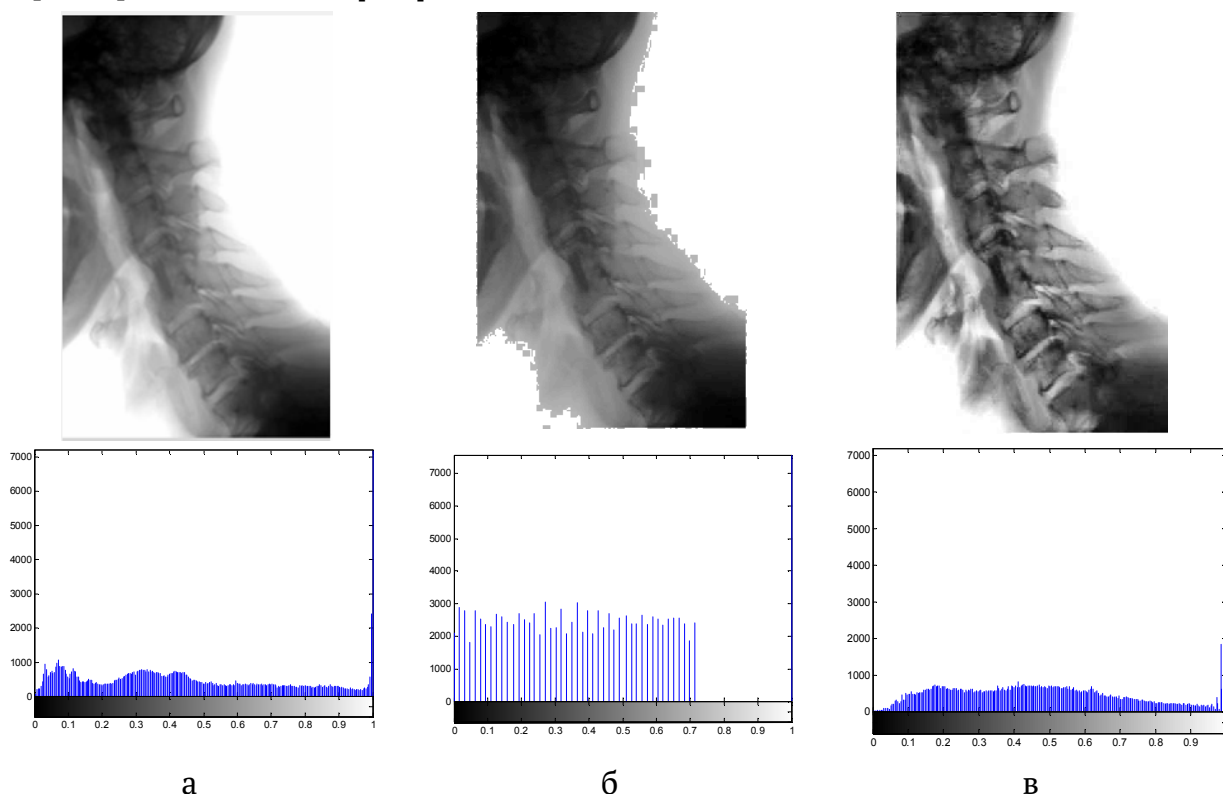


Рисунок 1 - Рентгенограма та її гістограма: (а) – вихідне зображення; використання методів (б) - GE (б), (в) - CLAHE (в)

Зображення G розміру $M \times N$ з L - рівнями сірого яскравості може бути представлено у вигляді масиву нечітких множин щодо аналізованої властивості зі значенням функції належності яка змінюється в інтервалі $[0,1]$ для кожного пікселя g_{mn} :

$$G = \bigcup_{m=1}^M \bigcup_{n=1}^N \frac{\mu_{mn}}{g_{mn}}. \quad (1)$$

Ця функція належності, передбачає характеристичне значення $\mu_A(g_{mn}) = 1$ для тих елементів g_{mn} , які повністю належать до деякої множини A , $\mu_A(g_{mn}) = 0$ для пікселів, які не належать до множини A . Елементи, які мають часткове членство в наборі мають значення $0 < \mu_A(g_{mn}) < 1$.

Функція належності характеризує відповідну властивість зображення (наприклад, темряву, текстурну) і може бути визначена глобальною для всього зображення або локально для його сегментів. Однією з стандартних функцій, яка в більшості випадків є зручною для представлення функції належності нечіткого набору в реальних задачах, є S-функція

$$\mu(g_{mn}) = \frac{g_{mn} - g_{\min}}{g_{\max} - g_{\min}}, \quad (2)$$

що являє собою нечіткий набір "яскравих зображень", $g_{\min}$ та $g_{\max}$ - це мінімальні та максимальні значення гістограми зображення. Цілком можливо вибрати інші форми функцій приналежності, які характеризують саме зображення або його властивість краще, ніж такі загальні функції.

Техніки будь-якого типу маніпуляції з гістограмою перетворюють сірий рівень $g(x,y)$ оригінального зображення в $g'(x,y)$ у покращене зображення

$$g'_{mn} = f(\mu_A(g_{mn})), \quad (3)$$

де f - функція перетворення функції належності.

При реалізації нечіткої гіперболізації гістограми використовується трикутна функція належності та фаззифікатор β , що розраховується по формулі

$$\beta = -0.75 + \mu * 1.5, \quad (4)$$

$$G'(x, y) = \left(\frac{g_{\max}}{e^{-1} - 1} \right) * \left(e^{-\mu^\beta} - 1 \right). \quad (5)$$

Підвищення контрастності за допомогою оператора інтенсифікації (INT) використовується для зменшення нечіткості та збільшення контрастності зображення [8]. Функція належності визначена у даному випадку розраховується за формулою:

$$\mu_{mn} = \left[1 + \frac{g_{\max} - g_{mn}}{F_d} \right]^{-F_e}, \quad (6)$$

де F_e та F_d є деномінаційне та експоненціальне значення параметрів фаззифікації, відповідно. Для параметру F_e рекомендується встановлювати значення $F_e = 2$, F_d визначається за формулою

$$F_d = \frac{g_{\max} - g_{mid}}{\frac{1}{0.5^{F_e}} - 1}, \quad (7)$$

де g_{mid} , - середнє значення рівня сірого зображення. Чисельно, коли $\mu_A(g_{mn}) \rightarrow 1$ то рівень сірого також наближається до максимальної яскравості $g_{mn} \rightarrow g_{\max}$.

$$\mu'_{xy} = \begin{cases} 2 * \mu_{mn}^\alpha, 0 \leq \mu_{mn} \leq 0.5 \\ 1 - 2 * (1 - \mu_{mn})^\alpha, 0.5 \leq \mu_{mn} \leq 1 \end{cases}, \quad (8)$$

Після модифікації функції зворотній перехід в чіткий простір виконується на основі функції дефазіфікації

$$G'(x, y) = g_{\max} - F_d * \left((\mu'_{mn})^{-1/F_e} - 1 \right) \quad (9)$$

У даній роботі запропоновано технологію обробки рентгенівських зображень з використанням методів CLANE, INT та методу покращення зображень у частотній області, алгоритм якого включає наступні шага:

1. Застосування адаптивного методу еквалізації гістограми (CLANE) до вихідного зображення.

2. Перехід у нечіткий простір, обробка за допомогою оператора інтенсифікації (INT):

- встановлення параметрів $F_e=2$, $\alpha=1.8 - 2$;
- розрахунок F_d за формулою (7), g_{min} та g_{max} ;
- перетворення рівнів сірого вихідного зображення G з у нечіткий простір за допомогою перетворення (6);
- рекурсивна модифікація функції належності μ на основі (8);
- генерація нового зображення G' за допомогою зворотного перетворення (9);

3. Застосування адаптивного методу еквалізації гістограми (CLANE) до значення $abs(G')$.

4. Перехід в частотну область з використанням перетворення Фур'є

- перетворення модуля комплексної функції $F(m, n)' = |F(m, n)|^{0.8}$;
- зворотне перетворення Фур'є;

5. Візуалізація модуля відновленої функції $abs(F(m, n)')$ після адаптивного перетворення гістограми.

Експериментальні результати. На рис. 2 представлені результати обро-

бки запропонованим алгоритмом рентгенограми рис. 1 а для значення $\alpha = 1.9$.

Як видно з рис. 2 застосування запропонованого алгоритму істотно підвищує чутливість та роздільна значність зображення: виявлено дрібні деталі, дефекти плівки, що дозволяє підвищити достовірність його візуального аналізу. Перерозподіл яскравості гістограми в середній діапазон відповідає найкращому зоровому сприйняттю. Застосування обробки тільки в просторовій області при поєднанні методів CLANE і INT (рис. 2 б) підвищує контрастність і роздільну здатність зображення, але має меншу чутливість.

У результаті експерименту було виявлено значний вплив на результат параметру нечіткого перетворення α в (8). Зміна α в діапазоні 1.8 – 2 дозволяє регулювати ступінь контрастності та деталізації.

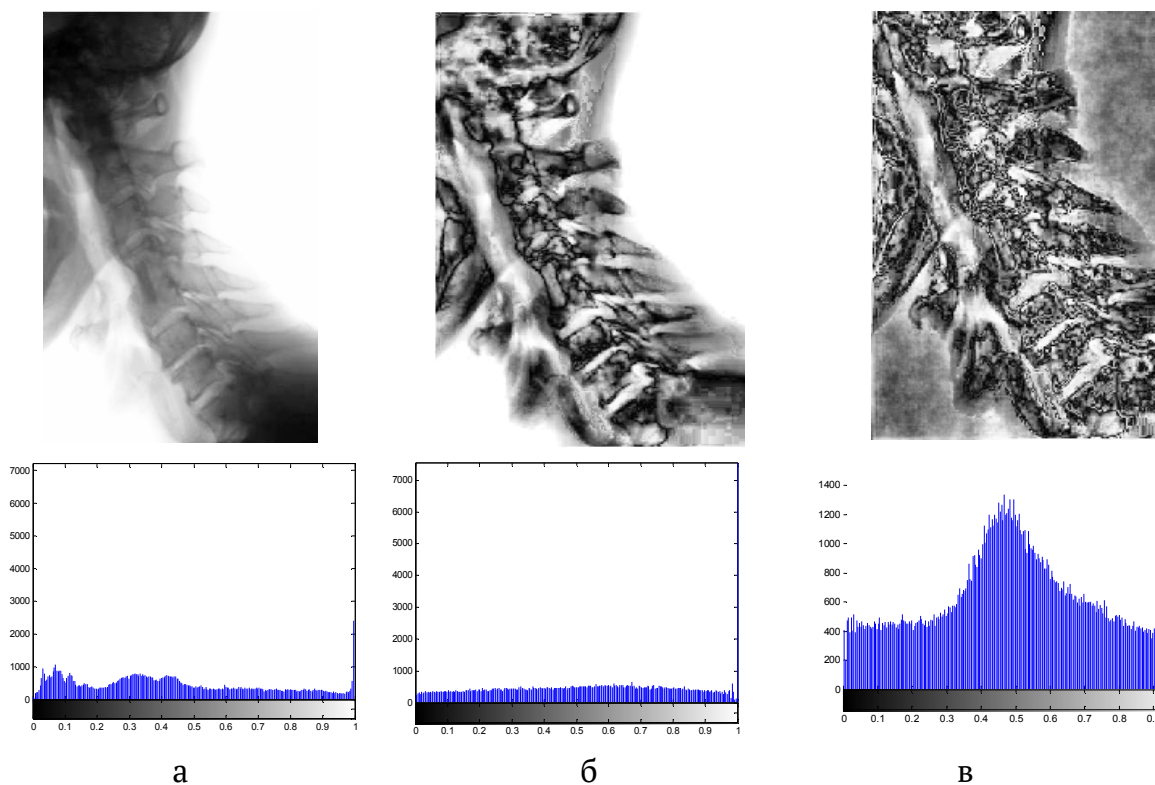


Рисунок 2 - Обробка рентгенограми рис 1.а запропонованим алгоритмом:
а) п. 1; б) п. 2 ; результуюче зображення

Висновки.

Технологія обробки зображень при поєднанні методів обробки у просторовій області методом CLANE та нечітким оператором INT, з подальшим перетворенням в частотній області дозволяє підвищити контрастність і роздільну здатність зображення.

Параметр нечіткого перетворення α в методі INT суттєво впливає на ступінь деталізації результату.

ЛІТЕРАТУРА

1. An analysis of x-ray image enhancement methods for vertebral bone segmentation IEEE 10th International Colloquium on Signal Processing & its Applications (CSPA2014) (7 - 9 Mac. 2014, Kuala Lumpur, Malaysia). 2014. P. 208-211.
2. M. S. V Sokashe, "Computer assisted method for cervical vertebrae segmentation from x-ray images," Int. J. Adv. Res. Comput. Commun. Eng., vol. 2, no. 11, 2013, pp. 4387-4389.
3. Pratt W.K. Digital Image Processing / Pratt W.K. – New York; – Chichester; – Weinheim; – Brisbane: John Wiley and Sons Inc., 2001. – 723 p.
4. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Гонсалес Р., Вудс Р.; [пер. с англ. под ред. П.А.Чочиа]. – М.: Техносфера, 2006. –1070 с.
5. Chi Z. Fuzzy algorithms: With Applications to Image Processing and Pattern Recognition / Chi Z., Yan H., Pham T. – Singapore; – New Jersey; – London; – Hong Kong: Word Scientific, 1998. – 225 p.
6. Horst Haußecker. Handbook of Computer Vision and Applications. -V. 2. Signal Processing and Pattern Recognition / Horst Haußecker, Hamid R. Tizhoosh.- Academic Press. -1999. -722p.
7. Ахметшина Л.Г., А.А. Егоров. Нечеткая кластеризация полутоновых изображений на основе преобразования исходных данных //Искусственный интеллект.- Киев, – 2018. № 3.- С. 36-43.
8. Ахметшина Л.Г., С.К. Митрофанов. Поліпшення і сегментація слабоконтрастних зображень на основі методу нечіткої інтенсифікації //матеріали IV Всеукр. наук.-практ. конф. 27-29 листопада, 2019. Дніпро, Україна. Перспективні напрямки сучасної електроніки, інформаційних та комп'ютерних систем (MEICS'2019), - С. 126-127.

REFERENCES

1. An analysis of x-ray image enhancement methods for vertebral bone segmentation IEEE 10th International Colloquium on Signal Processing & its Applications (CSPA2014) (7 - 9 Mac. 2014, Kuala Lumpur, Malaysia). 2014. P. 208-211.
2. M. S. V Sokashe, "Computer assisted method for cervical vertebrae segmentation from x-ray images," Int. J. Adv. Res. Comput. Commun. Eng., vol. 2, no. 11, 2013, pp. 4387-4389.
3. Pratt W.K. Digital Image Processing / Pratt W.K. – New York; – Chichester; – Weinheim; – Brisbane: John Wiley and Sons Inc., 2001. – 723 p.

4. Honsales R. Tsyfrova obrobka zobrazen'/Honsales R., Vuds R.; [Per. z anhл. za red. P.A.Chochia]. - M.: Tekhnosfera, 2006. - 1070 s.
5. Chi Z. Fuzzy algorithms: With Applications to Image Processing and Pattern Recognition / Chi Z., Yan H., Pham T. - Singapore; - New Jersey; - London; - Hong Kong: Word Scientific, 1998. - 225 p.
6. Horst Haußecker. Handbook of Computer Vision and Applications. -V. 2. Signal Processing and Pattern Recognition / Horst Haußecker, Hamid R. Tizhoosh.- Academic Press. -1999. -722p.
7. Ahmetshina L.G., A.A. Egorov. Nechetkaya klasterizaciya polutonovyh izobrazhenij na osnove preobrazovaniya iskhodnyh dannyh //Iskusstvennyj intellekt.- Kiev, - 2018. № 3.- S. 36-43.
8. Ahmetshina L.G., S.K. Mitrofanov. Polipshennya i segmentaciya slabokontrastnih zobrazen na osnovi metodu nechitkoї intensifikacii //materiali IV Vseukr. nauk.-prakt. konf. 27-29 listopada, 2019. Dnipro, Ukraїna. Perspektivni napryamki suchasnoї elektroniki, informacijnih ta komp' yuternih sistem (MEISS'2019), - S. 126-127.

Received 14.03.2022.

Accepted 16.03.2022.

Pre-processing of the x-ray to increase the sensitivity of visual analysis

In the field of medical imaging, it is fundamental to improve medical images of different physical nature to increase the likelihood of diagnosis based on them. X-rays are one of the oldest techniques used to analyze dense tissue abnormalities. Insufficient quality of X-rays is due to both the physical characteristics of the equipment used and the process of their formation. There are two main approaches to digital image processing - spatial methods, which are based on direct manipulation of the pixels of the original image and frequency conversion methods. These image processing methods consider pixel values as exact constants, while there are objective reasons for the presence of digital uncertainties, which are due to loss of information when displaying objects from three-dimensional (3-D) space, to 2-D projections, uncertainty of the gray level, statistical randomness, etc.

To account for these factors, new methods are currently being developed that are based on the ideas of ambiguity. This approach is a kind of nonlinear transformation that allows you to take into account factors that are ambiguous. Fuzzy methods are based on mapping gray brightness levels to a fuzzy plane using membership transformations. The image is represented as a mass of fuzzy sets relative to the analyzed property with the value of the membership function that varies in the range [0-1].

The aim of this article is to assess the impact on the quality of the bright characteristics of the X-ray image of the results of using a combination of spatial methods of histogram equalization, fuzzy intensification and improvement in the frequency domain. The proposed algorithm provides a redistribution of the brightness of the histogram in the middle range of gray levels,

which corresponds to the best visual (according to Weber - Fechner's law) perception, allows to increase the contrast and resolution of the image. There is a significant effect on the result of improving the image of the parameters of fuzzy intensifications.

Experimental results are given on the example of real images.

Ахметшина Людмила Георгіївна – доктор технічних наук, професор, професорка кафедри електронних обчислювальних машин, Дніпровський національний університет ім. О. Гончара.

Книш Олександр Вавильович - магістр за спеціальністю комп'ютерна інженерія, Дніпровський національний університет ім. О. Гончара.

Мітрофанов Станіслав Костянтинович - магістр за спеціальністю комп'ютерна інженерія, Дніпровський національний університет ім. О. Гончара.

Akhmetshina Lyudmila Georgievna - Doctor of Technical Sciences, professor, professor of the department of electronic computers, Oles Honchar Dnipro National University.

Knysh Aleksandr Vasylovych - Master of Science in Computer Engineering, Oles Honchar Dnipro National University.

Mitrofanov Stanislav Kostyantynovich - Master of Science in Computer Engineering, Oles Honchar Dnipro National University.