

МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ І СИСТЕМ

УДК 004:932.2:616-006.06

О. Піцун

Тернопільський національний економічний університет

АДАПТИВНИЙ МЕТОД ПОПЕРЕДНЬОЇ ОБРОБКИ ГІСТОЛОГІЧНИХ ТА ЦИТОЛОГІЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

© Піцун О., 2017

Розроблено адаптивний метод та алгоритм попередньої обробки зображень. Підбирали та налаштовували значення параметрів на тестовій вибірці із 200 гістологічних та цитологічних зображень. Метод ґрунтується на використанні алгоритмів комп'ютерного зору для попередньої обробки зображень із попереднім адаптивним підбором параметрів. Результати експериментів показали, що розроблені метод та алгоритм не поступаються аналогам, а у багатьох випадках є кращими порівняно із ними.

Ключові слова: попередня обробка, фільтрування, гістограмне вирівнювання, яскравість зображення, гістологічні та цитологічні зображення.

Developed adaptive method and algorithm of image processing. Selection and the parameters setting held in the test sample of 200 histological and cytological images. The method is based on the use of computer vision algorithms for pre-processing images from the previous parametric adaptive selection. The experimental results showed that the method and algorithm are not inferior, and in many cases is the best compared to counterparts.

Keywords: pre-processing, filtering, histogram equalization brightness, histological and cytological images.

Вступ

Системи автоматизованої мікроскопії (САМ) містять методи та алгоритми усіх трьох рівнів комп'ютерного зору: низького, середнього та високого. Від етапу попередньої обробки залежить якість обробки на наступних рівнях. У медицині обробку та аналіз зображень застосовують у комп'ютерній томографії, магнітно-резонансній томографії, цифровій рентгенографії, цитології, гістології [1]. Для задач онкологічної діагностики використовують класифікацію гістологічних і цитологічних зображень. Цитологічні зображення – це мікроскопічні зображення препаратів, що містять клітини та їхні складові (ядро, цитоплазма) [2]. Гістологічні зображення – це мікроскопічні зображення препаратів тонких зрізів зафіксованих тканин, що відображають їхню структуру [3]. Гістологічні та цитологічні зображення зазвичай характеризуються низькою якістю [4]. Основними проблемами при опрацюванні зображень є значна зашумленість, розмитість, наявність затемнених або, навпаки, занадто освітлених областей. Ці недоліки значно погіршують якість сегментації та відповідно визначення числових характеристик мікрооб'єктів та подальше їх розпізнавання [5].

Під час роботи із гістологічними чи цитологічними зображеннями виникає необхідність опрацювання великої кількості зображень. Ручний метод обробки зображень потребує значних часових затрат та наявності знань і навичок у лікарів у сфері комп'ютерного зору.

На будь-яке зображення діють шуми різної природи, які впливають на подальші етапи опрацювання: сегментацію та розпізнавання. Наприклад, шум може бути ідентифікований як

складова досліджуваного об'єкта, що може значно зменшити якість та точність обробки. Загалом виділяють два основні види шумів: адитивний гауссовий та імпульсний шум [6–8]. Найчастіше шум з'являється на етапі формування та передавання зображення каналами зв'язку [9].

Фільтрацію зображень застосовують для зменшення рівня гауссових та імпульсних шумів. Коригування рівнів яскравості використовують для висвітлення або затемнення зображень, а також для виділення окремих мікрооб'єктів на зображенні. Сьогодні поширеним засобом покращення якості зображень є метод вирівнювання гістограми та його модифікації. Цей підхід характеризується високою складністю та не завжди задовольняє потреби у покращенні якості зображень [10]. Існуючі методи підвищення контрастності можна поділити на три класи: вирівнювання гістограми, модифікація гістограми та адаптивна модифікація гістограми [11, 12]. Основними параметрами, які використовують в існуючих адаптивних методах покращення якості зображення, є середнє значення гістограми. Адаптивний метод підвищення контрастності ґрунтується на адаптивному вирівнюванні гістограми зображення [13].

Наразі існує велика кількість алгоритмів та їх модифікацій для покращення якості зображень. Більшість з них ґрунтуються на роботі з гістограмою зображення, наприклад адаптивне гістограмне вирівнювання.

Існуючі методи автоматичного покращення якості зображень ґрунтуються на операціях із гістограмою зображення. Виділяють такі сучасні методи покращення зображень: histogram equalization (HE), Contrast-limited adaptive histogram equalization (CLAHE), Multi Scale Retinex (MSR).

Для простого гістограмного вирівнювання спочатку розраховують гістограми вхідного зображення. Наприклад, для зображення з діапазоном яскравостей 0–255 гістограма являє собою таблицю із 256 чисел [14, 15]. Кожне з цих чисел відображає кількість точок на зображенні, що мають певну яскравість. На наступному етапі відбувається саме нелінійне перетворення. При цьому замість невідомого інтегрального розподілу використовують оцінку, яка ґрунтується на гістограмі. Методи, метою яких є видозміна законів розподілу, отримали назву гістограмних [16].

Алгоритм MSR звужує динамічний діапазон вхідного зображення із збереженням локальних контрастів у темних і яскравих областях [17, 18]. Багатовимірний MSR-алгоритм є зваженою сумою одновимірних SSR (Single Scale Retinex) алгоритмів. Ці алгоритми успішно застосовують для деяких “патологічних” сцен, які мають виражені спектральні характеристики в одному діапазоні. Загальним недоліком існуючих методів є недостатня якість зображень після обробки.

Метою статті є розроблення адаптивного методу та алгоритму попередньої обробки біомедичних зображень для покращення їх якості, що дає змогу покращити якість сегментації.

Адаптивний метод попередньої обробки цитологічних та гістологічних зображень

Нехай задано Im – вхідне зображення. Подамо це зображення у матричній формі [1].

$$Im = \begin{bmatrix} a_{0,1} & \dots & a_{0,N-1} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{M-1} & \dots & a_{M-1,N-1} \end{bmatrix}, \quad (1)$$

де a_{ij} – елемент зображення.

Метод адаптивної обробки зображень складається з таких кроків:

- Оцінка зашумленості зображень.

Медіанну фільтрацію подамо у вигляді перетворення виду:

$$Im^l = M(Im).$$

За медіанної фільтрації значення кожного пікселя являє собою усереднену величину пікселів у його околі [19]. Як маску медіанний фільтр використовує двовимірне вікно з центральною симетрією. Вираз для двовимірної медіанної фільтрації подамо у вигляді:

$$Im_{i,j}^l = med[Im_{i+s,j+t}; (s, t) \in W]; i, j \in Z^2$$

де $Im_{i,j}^I$ – елемент матриці зображення після фільтрування; $W_{s,t}$ – елемент масиву апертури зображення з розміром $m \times n$; $Im_{i,j}$ – елемент матриці вхідного зображення. Для проведення фільтрації цим фільтром обрано вікно розміром 5×5 .

На наступному етапі відбувається кількісна оцінка зашумленості зображення. Для цього застосовуємо значення пікового відношення сигналу до шуму (PSNR) [20]. Для обчислення цього значення потрібно розрахувати середньоквадратичне відхилення (MSE) між двома зображеннями.

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

де Im^I та Im – профільзоване та оригінальне зображення відповідно, розміром $m \times n$. Величину PSNR визначають так:

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

де MAX_I – це максимальне значення, яке приймається пікселем зображення.

- Налаштування параметрів фільтрації.

У результаті проведення експериментальних досліджень із цитологічними та гістологічними зображеннями було підібрано такі параметри фільтрування:

$$\begin{cases} mw = 5 \times 5, & gw = 3 \times 3; PSNR \leq 24 \text{ dB} \\ mw = 3 \times 3, & gw = 3 \times 3; PSNR > 24 \text{ dB} \end{cases}$$

де mw – розмір вікна медіанного фільтра, gw – розмір вікна гауссового фільтра.

- Фільтрування зображень.

Для зменшення рівня адитивного шуму застосовуємо гауссоний фільтр. Представимо перетворення таким виразом:

$$Im^{II} = gw * Im^I.$$

Вираз для операції згортки гауссового фільтра для пікселя з координатами x, y такий.

$$G_{\sigma}(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}},$$

де σ – радіус вікна згортки.

Для зменшення рівня імпульсного шуму застосовуємо медіанний фільтр з розміром вікна mw . Представимо фільтрацію зображення таким перетворенням:

$$Im^{III} = mw * Im^{II},$$

де Im^{II} – вхідне зображення, mw – вікно фільтра, Im^{III} – зображення після фільтрування.

- Еквалізація гістограми.

Еквалізацію гістограми подамо через перетворення H :

$$Im^{IV} = H(Im^{III}),$$

де Im^{IV} – зображення із новим значенням гістограми; Im^{III} – вхідне зображення.

- Підбір параметрів коригування яскравості зображення

Для коригуванні яскравості зображення знайдемо середній рівень його яскравості:

$$Y = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n 0.299 * R_i + 0.587 * G_i + 0.114 * B_i,$$

де n – загальна кількість пікселів на зображенні; R_i, G_i, B_i – значення червоного, зеленого та синього каналів i -го пікселя зображення відповідно [21,22]. Обчислимо середні значення каналів RGB за виразами:

$$R = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^N R_p$$

$$G = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^N G_p$$

$$B = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^N B_p$$

Для адаптивного налаштування параметрів яскравості експериментально підібрано такі параметри α .

$$\alpha = \begin{cases} 40; Y \leq 1 \\ 35; 1 < Y \leq 2 \\ 33; 2 < Y \leq 4 \\ 30; 4 < Y \leq 7 \\ 28; 7 < Y \leq 13 \\ 25; 13 < Y \leq 30 \\ 20; 30 < Y \leq 100 \\ 15; 100 < Y \leq 200 \\ 4; Y > 200 \end{cases}$$

- Коригування яскравості зображення.

На основі визначеного параметра α здійснюємо таке перетворення зображення:

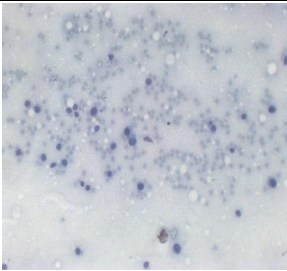
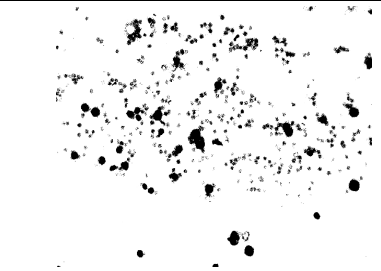
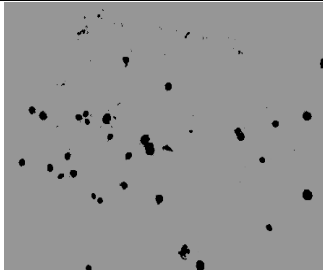
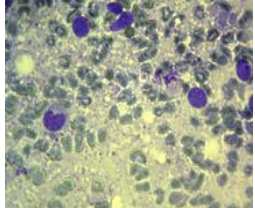
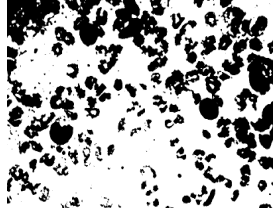
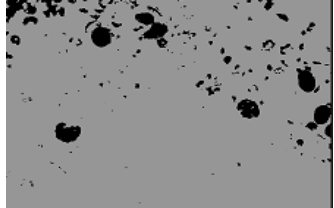
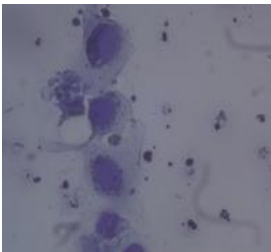


$$Im^V = \alpha * Im^{IV}$$

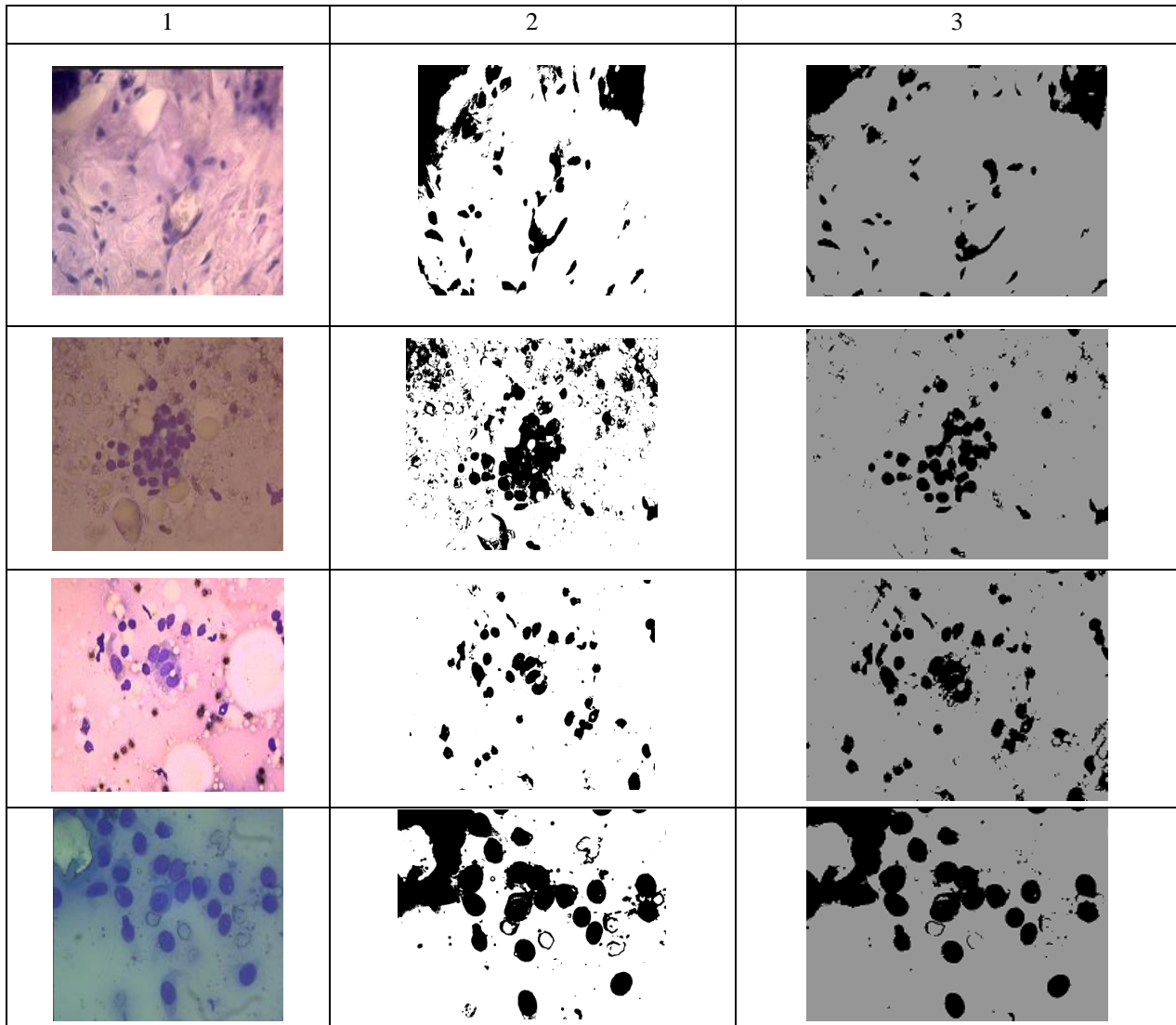
Порівняння розробленого адаптивного алгоритму покращення якості зображення з існуючими аналогами

На основі запропонованого методу попередньої обробки зображень розроблено адаптивний алгоритм покращення якості зображення та здійснено його програмну реалізацію, використовуючи технологію Java та бібліотеку OpenCV. Як тестову вибірку (200 зображень) використано цитологічні та гістологічні зображення. Для візуального оцінювання якості обробки зображень використано порогову сегментацію для виділення мікрооб'єктів (ядер клітин) та фону. Результат роботи алгоритму наведено у табл. 1.

Таблиця 1

Результати роботи адаптивного алгоритму

Оригінальне зображення	Сегментація без попер. обробки	Адаптивний алгоритм попер. обробки
1	2	3
		
		
		



У більшості випадків характеристики мікрооб'єктів об'єктів на зображенні обчислюються після етапу сегментації. На рис. 1 наведено результати сегментації алгоритмами k-means та threshold після обробки зображення.

На основі аналізу зображень на рис. 1 видно, що алгоритми MSR та розроблений алгоритм показали найкращі результати. Застосування лише гістограмного вирівнювання не дає змоги чітко виділити мікрооб'єкти на зображенні, особливо через різний ступінь освітленості їхніх ділянок.

Найдоцільніше оцінювати результати роботи алгоритмів автоматичного покращення якості зображень на основі правильно виділених мікрооб'єктів після етапу сегментації. Відсоток правильно виділених ядер клітин на зображенні, який обчислюється за формулою:

$$p = \frac{a}{b} * 100,$$

де p – відсоток правильно виділених мікрооб'єктів (ядер клітин), a – кількість мікрооб'єктів, виділених на обробленому зображенні, b – кількість мікрооб'єктів, виділених на зображенні, обробленому експертом. Поділимо тестову вибірку на 3 категорії за рівнем складності виділення мікрооб'єктів: низький, середній та високий. На рис. 2 наведено середнє значення правильно виділених мікрооб'єктів за допомогою існуючих методів покращення якості зображень для трьох категорій складності.

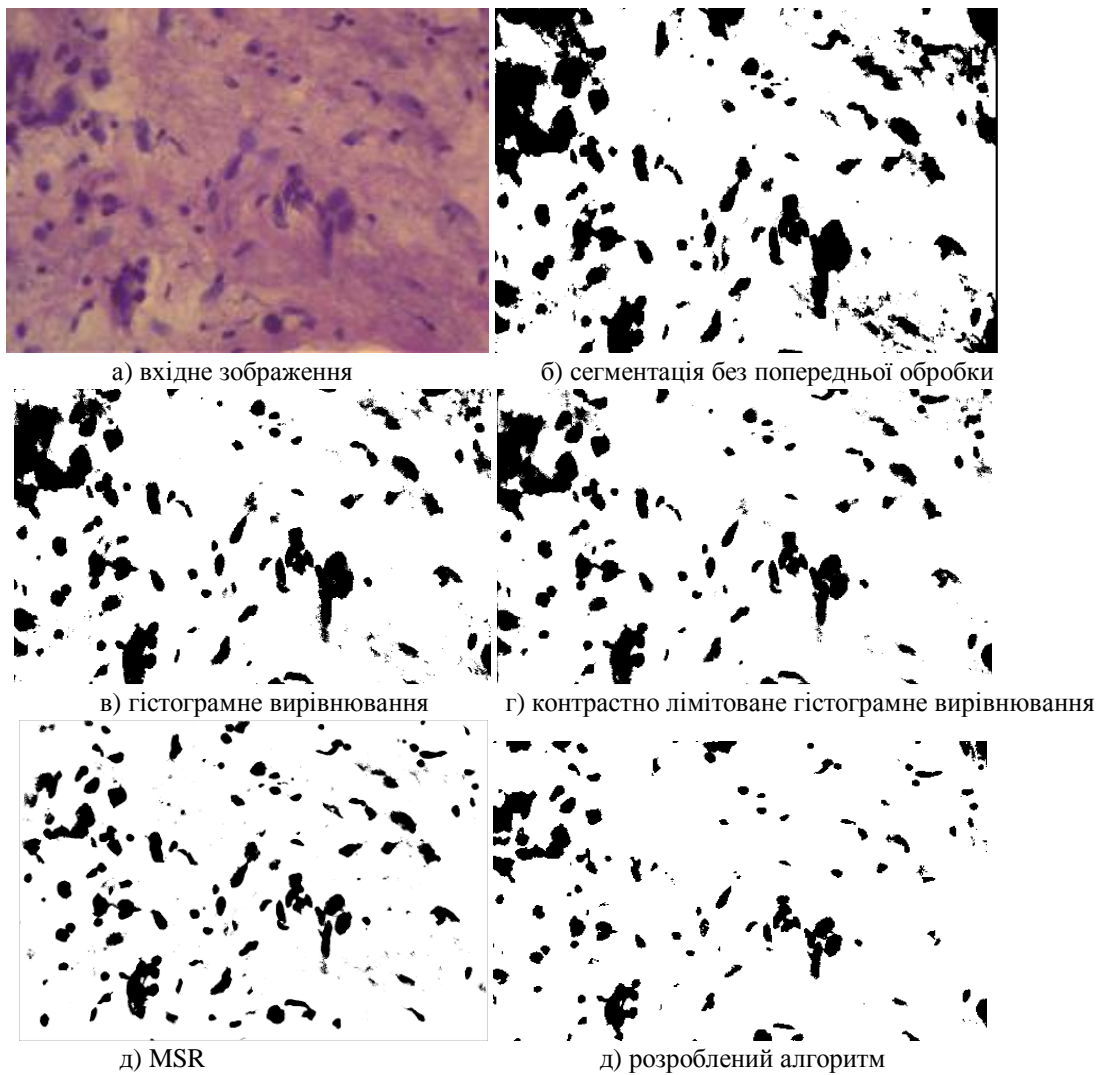


Рис. 1. Порівняння алгоритмів автоматичного покращення якості зображень

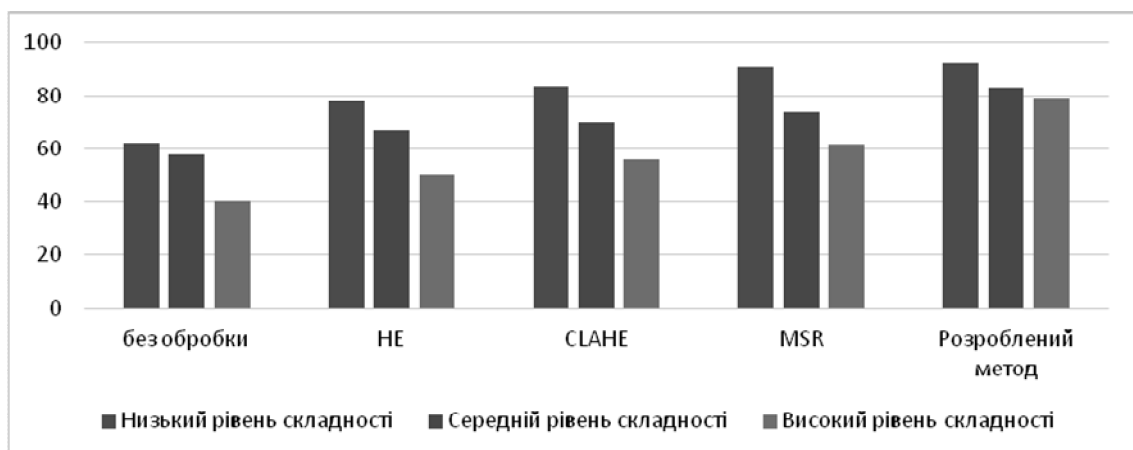


Рис. 2. Порівняння алгоритмів покращення якості зображення

Отже, розроблений алгоритм переважно не поступається за ефективністю алгоритмам CLAHE та MSR.

Для кількісного оцінювання міри подібності зображення, обробленого відомими алгоритмами, та зображення, обробленого експертом, було використано критерій SSIM (індекс

структурної подібності). Різницю між двома зображеннями А та В з однаковим розміром NxN обчислюють за формулою:

$$SSIM(A, B) = \frac{(2\mu_A\mu_B+c_1)(2\sigma_{AB}+c_2)}{(\mu_A^2+\mu_B^2+c_1)(\sigma_A^2+\sigma_B^2+c_2)},$$

де μ_A, μ_B – середні значення А та В відповідно; σ_A^2, σ_B^2 – дисперсія; σ_{AB} – коваріація А та В; $c_1 = (k_1L)^2$; $c_2 = (k_2L)^2$; L – діапазон пікселів; $k_1 = 0,01$; $k_2 = 0,03$ – константи. Порівняльну характеристику роботи алгоритмів автоматичного покращення якості зображень за критерієм SSIM наведено у табл. 2.

Таблиця 2

Порівняльна характеристика роботи алгоритмів автоматичного покращення якості зображень за критерієм SSIM

№ зображення	Сегментація без попередньої обробки	HE	CLAHE	MSR	Розроблений алгоритм
1	0.576	0.652	0.678	0.709	0.778
2	0.601	0.676	0.679	0.658	0.704
3	0.709	0.78	0.82	0.859	0.976
4	0.421	0.454	0.5	0.523	0.523
5	0,586	0.602	0.607	0.7	0.631

Отже, розроблений алгоритм дає змогу значно підвищити якість обробки зображення та відповідно підвищити якість сегментації.

Висновки

Розроблено адаптивний метод, який ґрунтується на адаптивному алгоритмі медіанної та гауссової фільтрації, алгоритмі еквалізації гістограми та адаптивному алгоритмі коригування яскравості, що дав змогу значно покращити якість зображень. Запропоновано кількісний критерій оцінювання якості зображень, який ґрунтується на визначенні кількості правильно визначених мікрооб’єктів на цитологічних та гістологічних зображеннях. Це дало змогу об’єктивно (кількісно) оцінювати алгоритми попереднього оброблення зображення. На основі розробленого методу реалізовано адаптивний алгоритм, який показав на контрольній вибірці зображень кращі результати порівняно з існуючими аналогами.

1. Yinpeng J. Contrast Enhancement by Multi-scale Adaptive Histogram Equalization / Yinpeng Jina, Laura Fayadb, Andrew Laine // *Proceedings of SPIE Vol. 4478 (2001)*, pp 206–213 2. Baron T. H. A Prospective Comparison of Digital Image Analysis and Routine Cytology for the Identification of Malignancy in Biliary Tract Strictures / Todd H. Baron, Gavin c. Harewood, Ashwin Rumalla // *clinical Gastroenterology and Hepatology*, 2004, Vol. 2, pp. 214–219. 3. Petushi S. Large-scale computations on histology images reveal grade-differentiating parameters for breast cancer / Sokol Petushi, Fernando U Garcia, Marian M Haber, Constantine Katsinis, Aydin Tozeren // *BMC Medical Imaging* 2006 Vol. 6 (14) 4. O. Berezsky and O. Pitsun “Automated Processing of Cytological and Histological Images,” *Proceedings of the XIIth International Conference “Perspective Technologies and Methods in MEMS Design”*, MEMSTECH’2016, Lviv-Polyana, pp. 51–53, April 2016. 5. Pizer, S. M. Contrast-limited adaptive histogram equalization: Speed and effectiveness. / S. M. Pizer, Johnston, R. E., Ericksen, J. P., Yankaskas, B. C., & Muller, K. E. (1990) // *In Proceedings of the First Conference on Visualization in Biomedical Computing*. pp. 337–345. 6. Бондіна Н. М. Порівняння алгоритмів фільтрації медичних зображень за оцінками їх якості / Н. М. Бондіна, О. С. Калмичков, О. А. Козіна // *Вісник НТУ “ХПІ”*. Серія: Інформатика та моделювання. – Харків: НТУ “ХПІ”. – 2013. – № 39 (1012). – С. 15–21. 7. Бондіна Н. М. Порівняльний аналіз алгоритмів фільтрації медичних зображень /

- Н. М. Бондіна, О. С. Калмичков, В. Е. Кривенцов // Вісник НТУ “ХПІ”. Серія: Інформатика та моделювання. – Харків: НТУ “ХПІ”. – 2012. – № 38. – С. 14–25.
8. Peleshko D. Analysis of invariant moments in tasks image processing / D. Peleshko, M. Peleshko, N. Kustra, I. Izonin // *The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics (CADSM): proc. of XI-th intern. conf., 23–25 Feb., 2011 y., Lviv Polyana, Ukraine.* – Lviv: Publishing House “Vezha&Co”, 2011. – P. 263–264.
9. Хряцєв Д. А. Об одном методе анализа цифрового изображения с применением гистограмм / Д. А. Хряцєв // *Вестник АГТУ. Сер.: Управление вычислительная техника и информатика* – 2010. – № 1.
10. Reza A. M. Realization of the Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) for Real-Time Image Enhancement / A. M. Reza // *The Journal of VLSI Signal Processing-Systems for Signal, Image, and Video Technology (2004) Volume 38(1)*, pp 35–44.
11. Xin Ning, Weijun Li, Xiaoli Dong, Liping Zhang and Yating Shi, “A image fog removal method based on human visual property”, *Image and Signal Processing (CISP) 2015 8th International Congress on*, pp. 178–183, 2015.
12. Pizer, S. M. Contrast-limited adaptive histogram equalization: Speed and effectiveness. / S. M. Pizer, Johnston R. E., Ericksen J. P., Yankaskas B. C. & Muller K. E. (1990) // *In Proceedings of the First Conference on Visualization in Biomedical Computing.* pp. 337–345.
13. Pisano E. D. Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization Image Processing to Improve the Detection of Simulated Spiculations in Dense Mammograms / E. D. Pisano, S. Zong, B. M. Hemminger // *Journal of Digital Imaging, Vol 11, No 4 (November), 1998:* pp. 193–200.
14. Ehsani S. P. Chromosome Image Contrast Enhancement using Adaptive, Iterative Histogram Matching / S.P Ehsani, S. M. Hojjat, B. H. Khalaj // *MVIP.* 2011. p.1-5.
15. Zhanga Q. Biological weight selection of multi-scale retinex via artificial bee colony algorithm. / Q. Zhanga, H. Duana // *Optik.* 2014. 125, p.1434–1438.
16. Chryahchev D. A. Ob odnom method analiza tayfrovogo izobrazhenia s prymenuniem histogram / D. A. Chryahchev // *Vestnyk AGTY. Ser.: Upravlenie vychislitel'naja tehnika I informatyka* – 2010 – Vol. 1.
17. Jang C. Y. A fast multi-scale retinex algorithm using dominant SSR in weights selection. / C. Y. Jang, J. H. Lim, Y. H. Kim // *ISOC-2012.* p. 37–40.
18. Petro A. B. Multiscale Retinex / Ana Belén Petro, Catalina Sbert, Jean-Michel Morel // *Image Processing On Line,* (2014), pp. 71–88.
19. Bronikov A. V. Kombinirovanyi algoritmy filtraciizashymlenych signalov I izobrazhenyi / A. V. Bronikov, Yu. E. Voskoboynikov // *Avtometriya.* – 1990. – Vol 1.
20. Wang Z. Image quality assessment: From error visibility to structural similarity / Z. Wang, A. C. Bovik, H. R. Sheikh and E. P. Simoncelli // *IEEE Transactions on Image Processing,* vol. 13, no. 4, p. 600–612, Apr. 2004.
21. Rahman Z. U. Multi-scale retinex for color image enhancement / Z. U. Rahman, D. J. Jobson, G. A. Woodell // *Proc. IEEE Int. Conf. on Image Processing 1996.* 3, p. 1003–1006.
22. Yang X. S. Cuckoo search via Lvy flights. / X. S. Yang, S. Deb // *Proceedings of the world congress on nature and biologically inspired computing (NaBIC) – 2009,* pp. 210–214.
23. Бронников А. В. Комбинированные алгоритмы фильтрации зашумленных сигналов и изображений / А. В. Бронников, Ю. Е. Воскобойников // *Автометрия.* – 1990. – № 1.