

УДК 681.5:613

С. В. Павлов, Й. Р. Салдан, С. М. Злепко, Л. І. Тимченко,

Д. В. Вовкотруб, Н. І. Кокряцька, Д. С. Степанюк

## МЕТОД ВИДІЛЕННЯ КОНТУРІВ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ІЗ ВИКОРИСТАННЯМ ФІЛЬТРІВ ТА КРИТЕРІЇ ЇХ ЕФЕКТИВНОСТІ

Вінницький національний технічний університет

Вінницький національний медичний університет ім. М.Пирогова

Державний університет інфраструктури та технологій

**Анотація.** Робота присвячена розділенню фону і об'єкта біомедичного зображення. Розглянути аналіз на прикладі біомедичного зображення, обробленого за допомогою розробленого програмного забезпечення «Аналізатор біомедичних зображень». Розглянути значення критерію PSNR та нормованої кореляції NK для запропонованого програмного забезпечення. Із результатів аналізу ефективності слід відзначити, що значення критерію PSNR та нормованої кореляції NK для запропонованого програмного забезпечення вищі, ніж для інших, а середньоквадратичне відхилення MSE та нормоване середньоквадратичне відхилення NMSE нижчі, що свідчить про більш точне відтворення зображення із чіткими перепадами та більш якісне й точне відтворення зображення запропонованим методом. Таким чином, гістограма біомедичного зображення, обробленого за допомогою програмного забезпечення «Аналізатор біомедичних зображень» має чіткий розрив, на відміну від гістограм зображень оброблених відомими методами, в яких спектр яскравостей залишився неперервним. Це свідчить про чітке розділення фону і об'єкта біомедичного зображення.

**Ключові слова:** біомедичні зображення, нелінійна фільтрація

**Аннотация.** Работа посвящена разделению фона и объекта биомедицинского изображения. Рассмотреть анализ на примере биомедицинского изображения, обработанного с помощью разработанного программного обеспечения «Анализатор биомедицинских изображений». Рассмотреть значение критерия PSNR и нормированной корреляции NK для предложенного программного обеспечения. Из результатов анализа эффективности следует отметить, что значение критерия PSNR и нормированной корреляции NK для предложенного программного обеспечения выше, чем для других, а стандартное отклонение MSE и нормированное срединоквадратичное отклонение NMSE ниже, что свидетельствует о более точное воспроизведение изображения с четкими перепадами и более качественное и точное воспроизведение изображения предложенным методом. Таким образом, гистограмма биомедицинского изображения, обработанного с помощью программного обеспечения «Анализатор биомедицинских изображений» имеет четкий разрыв, в отличие от гистограм изображений обработанных известными методами, в которых спектр яркостей остался непрерывным. Это свидетельствует о четком разделении фона и объекта биомедицинского изображения.

**Ключевые слова:** биомедицинские изображения, нелинейная фильтрация

**Abstract.** The paper is devoted to the division of the background and the object biomedical image. Consider an analysis on an example of a biomedical image processed using the developed software "Biomedical Imaging Analyzer". Consider the value of the PSNR criterion and the normalized NK correlation for the proposed software. From the results of the efficiency analysis, it should be noted that the value of the PSNR and the normalized NK correlation for the proposed software is higher than for the others, and the MSE mean square deviation and the normalized NMSE deviation are lower, indicating a more precise reproduction of a clear-cut image and a better quality and accurate image reproduction by the proposed method. Thus, the histogram of a biomedical image processed using the Biomedical Image Analyzer software has a clear rupture, unlike histograms of images processed by known methods, in which the spectrum of brightness remained uninterrupted. This indicates a clear separation of the background and object of the biomedical image.

**Key words:** biomedical images, nonlinear filtration

### Актуальність

У даний час переважно при офтальмологічних дослідженнях використовується оптико-електронні системи, які базуються на аналізі локального діаметра судин. Однак такі системи є обмеженими у розумінні процесу аналізу розвитку багатьох захворювань. Клінічно важливими показниками, які вносять істотний внесок в оцінювання ступеня патології та ймовірності розвитку захворювань, є й інші статистичні параметри: нерівномірність діаметра, кривизна, звивистість судин та ін. Офтальмоскопічні дослідження мікросудин на основі сучасних методів та систем для дозволяють оцінювати біомедичні показники стану судинної системи з вищою інформативністю, ніж при вивченні окремих органів і тканин людини. Тому до офтальмологічного діагностичного обладнання висуваються підвищені вимоги щодо достовірності, точності, швидкості оброблення зображень тощо. Сучасні діагностичні системи, що застосовуються в офтальмології, рідко дають таку можливість. Крім того, рівень вимог до медичного діагностичного обладнання, яке використовується в даній галузі, незмінно підвищується, що вимагає застосування нових інформаційних методів і сучасних засобів до його реалізації.

### Задачі

Розробка прогнозованого забезпечення для розділення фону і об'єкта біомедичного зображення.

С. В. Павлов, Й. Р. Салдан, С. М. Злепко, Л. І. Тимченко, Д. В. Вовкотруб, Н. І. Кокряцька, Д. С. Степанюк, 2017

### Розв'язання задач

На відміну від так званих детермінованих спотворень, які часто описуються поелементними функціональними перетвореннями вхідного зображення, для опису випадкових впливів використовують моделі адитивного, імпульсного і мультиплікативного шумів.

Для покращення якості оброблення біомедичних зображень застосовують, як правило, алгоритми Кірша, Робертса, Собела, Уолесса та SUSAN [3, 4, 5, 13].

Порівняння адекватності зазначених алгоритмів проведемо на прикладі використання біомедичних зображень мікроциркуляції крові судин очного дна ока, отриманих за допомогою фундус-камери [9, 3]. Однією із переваг даного методу дослідження є можливість динамічного спостереження за розвитком патологічних процесів в оці, що практично неможливо при використанні звичайного офтальмоскопа. Зміни, які відбуваються в макулярній ділянці дуже незначні, тому постає потреба в обробленні зображення для виявлення інформаційних ознак тієї чи іншої патології.

Фільтр Кірша працює із двовимірною апертурою  $3 \times 3$  (частиною зображення, з яким фільтр працює безпосередньо в даний момент часу). Крім того, якщо мова йде про вікно, що являє собою ряд елементів зображення ( $[X][X][X]$ ), то таке перетворення називається одновимірне; відповідно, існує й двовимірне перетворення [5, 14].

Апертура має такий вигляд:

A	A	A
0	1	2
A	F	A
7		3
A	A	A
6	5	4

$$S_i = A_i + A_{i(+)}1 + A_{i(+)}2$$

$$T_i = A_{i(+)}3 + A_{i(+)}4 + A_{i(+)}5 + A_{i(+)}6 + A_{i(+)}7$$

Спочатку в циклі обчислюють всі значення змінних  $S_i$  й  $T_i$  за наведеними формулами, у яких «(+))» означає додавання за модулем 8.

Далі знаходять значення модулів різниці  $|5 \cdot S_i - 3 \cdot T_i|$  для кожного  $i$  від 0 до 7 та значення максимуму серед цих модулів:

$$F' = \max_{i=0..7} (|5 \cdot S_i - 3 \cdot T_i|)$$

Остаточне значення  $F'$  заноситься до елемента  $F$ , після чого здійснюється зсув робочого вікна (рис. 1).

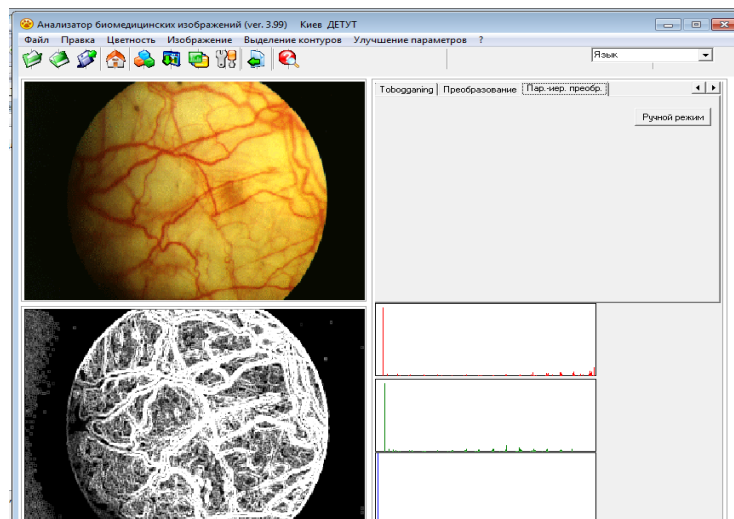


Рисунок – 1 Результат застосування фільтра Кірша для оброблення зображень мікроциркуляції крові в судинах очного дна

Нелінійний фільтр Робертса – це нелінійний метод контрастування, який використовує операції двовимірному дискретного диференціювання [74]. Фільтр Робертса оперує квадратною апертурою розміром  $2 \times 2$ , вагова функція якої приймається тотожно рівною одиниці:

A	C
B	D

$$A' = |A - D| + |B - C| = \sqrt{(A - D)^2 + (B - C)^2}$$

Друга форма запису (із квадратним коренем) працює повільніше, але точніше. Остаточне значення  $A'$  заноситься в елемент A, після чого робоче вікно зсувається.

Фільтр Робертса досить ефективно виділяє контури, але при цьому має низьку ефективність в придушенні високочастотного шуму, хоча низькочастотний шум з невеликою (до 50 %) амплітудою майже не впливає на сегментацію (рис. 2).

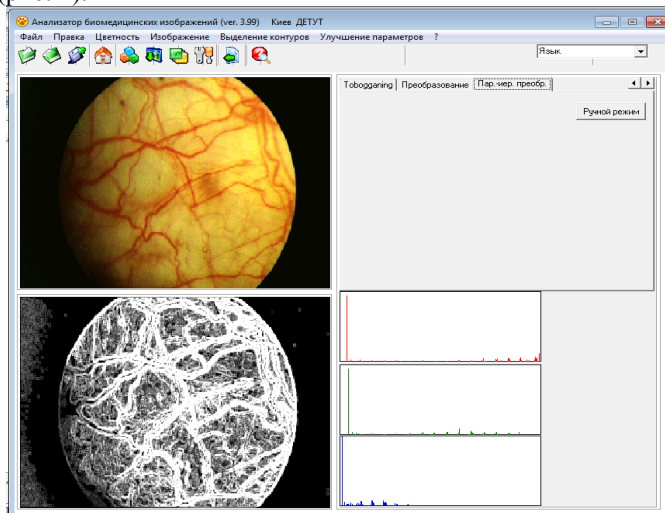


Рисунок 2 – Результат застосування нелінійного фільтра Робертса при обробленні біомедичних зображень мікроциркуляції крові в судинах очного дна

Алгоритм фільтрації за Робертсом є найпростішим (а значить і найшвидшим, що не менш важливо при обробленні графіки) зі всіх розглянутих вище алгоритмів.

Нелінійний фільтр Собела – нелінійний оператор контрастування, що використовує апертуру  $3 \times 3$  [5].

A	A	A
1	2	3
A	F	A
8		4
A	A	A
7	6	5

$$X = (A3 + 2) \cdot (A4 + A5) - (A1 + 2) \cdot (A8 + A7)$$

$$Y = (A1 + 2) \cdot (A2 + A3) - (A7 + 2) \cdot (A6 + A5)$$

Спочатку визначаються значення змінних  $X$  та  $Y$  за наведеними вище формулами. Далі знаходиться нове значення центрального елемента  $F' = \sqrt{X^2 + Y^2}$ .

Остаточне значення  $F'$  заміщує елемент  $F$ , після чого робоче вікно зміщується (рис. 3).

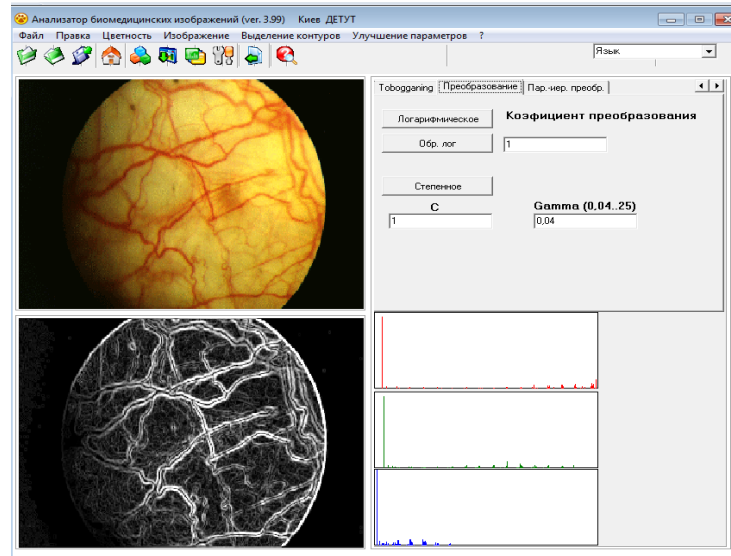


Рисунок 3 Результат застосування нелінійного фільтра Собела при обробленні біомедичних зображень судин ока

Фільтр Собела також досить ефективно виділяє границі, але при цьому погано справляється з високочастотним шумом (НЧ шум з невеликою (до 50 %) амплітудою, як і фільтр Робертса, забирає майже повністю).

Як перевагу фільтрів Робертса й Собела можна назвати придушення низькочастотного шуму. Але якщо на зображення накладаються високочастотні імпульсні завади, перед застосуванням цих фільтрів, зображення потрібно профільтрувати за допомогою низькочастотних фільтрів (наприклад, медіанного двовимірною фільтра).

Метод Уоллеса працює із двовимірною апертурою  $3 \times 3$  [ 14 ]:

A	A	A
0	1	2
A	F	A
7		3
A	A	A
6	5	4

$$F' = \frac{LN\left(\frac{F}{A_1} \cdot \frac{F}{A_3} \cdot \frac{F}{A_5} \cdot \frac{F}{A_7}\right)}{4}$$

Знаходимо нове значення центрального елемента за наведеною вище формулою; при цьому, якщо знаменник ( $A_i$  з непарними значеннями  $i$ ) дорівнює нулю, то до нього й до чисельника додається одиниця. Остаточне значення  $F'$  заноситься на місце  $F$  (рис. 4).

Метод SUSAN. Основна ідея SUSAN – це те, що сусідні пікселі кожної точки в однорідній ділянці мають близьку до неї яскравість, а поблизу контуру число сусідів з однаковою яскравістю зменшується. Крім контурів цей метод виявляє й інші особливості на зображенні (кути, тонкі лінії й т. п.) [5, 14].

Навколо кожного пікселя зображення будується маска, центральний піксель якої називається ядром (найчастіше використовується кругла маска з радіусом 3,4 пікселя, що включає 37 пікселів, або традиційна квадратна маска  $3 \times 3$ ). Пікселі в межах маски, утворюють ділянку SUSAN (Univalve Segment Assimilating Nucleus – однорідний сегмент, асимільований ядром). Для виявлення двовимірних особливостей і границь використовується розмір, центр ваги й інші ознаки SUSAN. Такий підхід виявлення особливостей відрізняється від відомих методів тим, що не використовує похідні зображення й, отже, не має необхідності в попередньому зменшенні шуму.

Розглянемо детектор контурів SUSAN. Як було сказано вище, цей алгоритм використовує круглу маску з 37 пікселів або традиційну  $3 \times 3$ . Маска міститься в кожній точці зображення, і яскравість кожної точки маски порівнюється з ядром (центральною точкою). Вихідне найпростіше рівняння такого порівняння має вигляд:

$$c(\vec{r}, \vec{r}_0) = \begin{cases} 1 & \text{if } |I(\vec{r}) - I(\vec{r}_0)| \leq \Delta; \\ 0 & \text{if } |I(\vec{r}) - I(\vec{r}_0)| > \Delta. \end{cases} \quad (1)$$

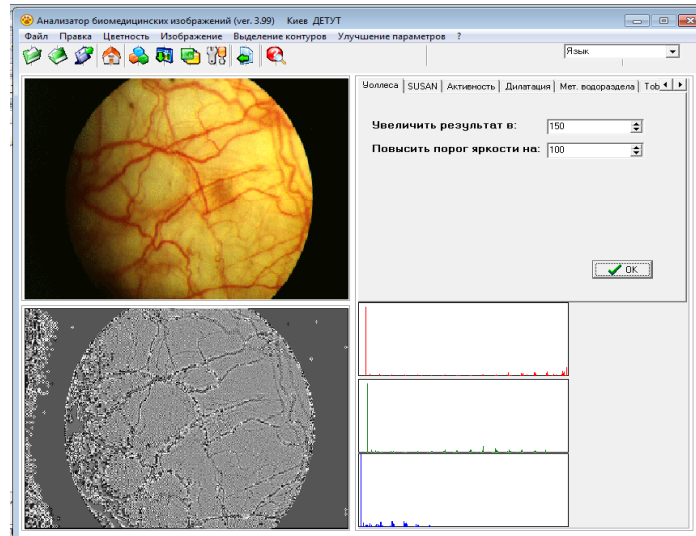


Рисунок 4 – Результат застосування методу Уолесса при обробленні мікроциркуляції судин ока

Порівняння проводиться для кожної точки маски  $y$  у підсумку підраховується  $n$  як сума  $c$

$$n(\vec{r}_0) = \sum_{\vec{r}} c(\vec{r}, \vec{r}_0)$$

Значення  $n$  дає кількість пікселів в SUSAN, тобто площу SUSAN. Цей алгоритм максимально спрощений. Варто врахувати, що параметр  $\Delta$  – різний для кожного зображення і у програмній реалізації повинен бути керованим.

Далі, для знаходження границі  $n$  порівнюється з «геометричним порогом»  $g$ , що для більшості зображень можна прийняти на рівні 75 % від  $n_{\max}$ . Реакція на границю має вигляд:

$$R(\vec{r}_0) = \begin{cases} g - n(\vec{r}_0) & \text{якщо } n(\vec{r}_0) < g; \\ 0 & \text{інакше.} \end{cases}$$

Описаний алгоритм достатньо непоганий, однак для більш стабільних й правильних результатів, особливо при обробленні кольорових або високо-градуированих сірих зображень, доцільно використовувати замість функції (3.1) таку

$$c(\vec{r}, \vec{r}_0) = e^{-\left(\frac{I(\vec{r}) - I(\vec{r}_0)}{\Delta}\right)^6}. \quad (2)$$

Для підвищення надійності алгоритму можна використати центр гравітації (ваги) SUSAN й основний напрямок симетрії. Алгоритм SUSAN при досить високій якості зображення може ідеально правильно показати всі особливості форми об'єкта (або об'єктів) зображення (рис. 5).

Найважливішою операцією попереднього оброблення дискретизованого зображення є фільтрація зовнішніх і внутрішніх шумових впливів на процеси формування, реєстрації, перетворення і передачі дискретизованого зображення.

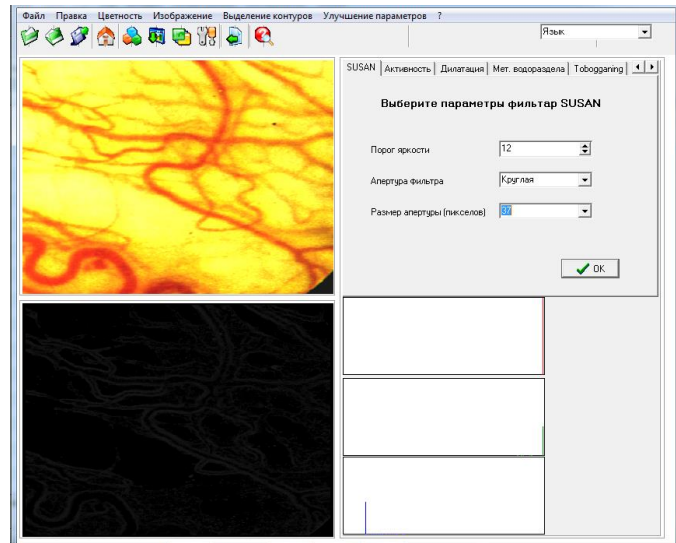


Рисунок 5 Результат застосування методу SUSAN при обробленні мікроциркуляції судин ока

Таким чином, проведений аналіз алгоритмів покращення якості оброблення біомедичних зображень при оцінюванні мікроциркуляції крові в судинах очного дна, а саме: фільтра Кірша, нелінійних фільтрів Робертса та Собела, методів Уолесса та SUSAN, результати їх програмної реалізації на прикладі зображень бульварної мікроциркуляції та судин очного дна за допомогою фундус-камери. Найбільш інформативним для сегментації зображень є метод на основі фільтра Кірша та метод на основі нелінійного фільтра Собела.

Для аналізу ефективності запропонованих фільтрів було використано зашумлене і розмите зображення з подальшим обробленням фільтрами підвищення різкості за допомогою програм Image in Depth, Photoshop, SxImage, Matlab маскою типу Лапласіан, підвищення різкості методом з максимальним нахилом примежової кривої [2] та розробленої програми «Аналізатор біомедичних зображень» на основі фільтра Кірша та метод на основі нелінійного фільтра Собела, інтерфейс якої представлено на рис. 6.

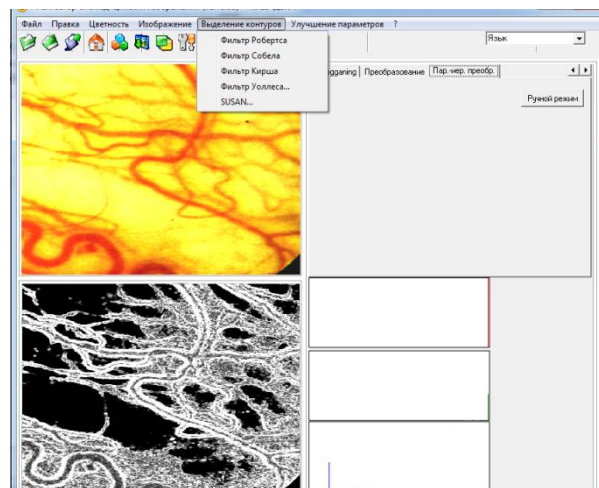


Рисунок 6 Інтерфейс програми «Аналізатор біомедичних зображень»

Наступним кроком оцінювання ефективності для підвищення якості оброблення біомедичних зображень проводилося порівняння із вхідним зображенням за допомогою критеріїв (таблиця 1): відношення амплітуда сигнал-шум (чим більше це значення, тим більше схожі два зображення), середньоквадратичної похибки та нормованої середньоквадратичної похибки (чим менші ці значення, тим більше схожі між собою два зображення) та критерію нормованої кореляції (чим він нижче, тим більш схожими є два зображення) [1, 2].

Таблиця 1 Оцінювання ефективності для підвищення якості оброблення біомедичних зображень (на основі робіт [4,5,6])

№	Критерій	Умовне позначення	Формула для оцінювання
1.	Критерій нормованої середньоквадратичної похибки	$NMSE$	$NMSE = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [f(m,n) - \bar{f}(m,n)]^2}{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [f(m,n)]^2}$
2.	Критерій нормованої кореляції	$NK$	$NK = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N f(m,n) \cdot \bar{f}(m,n)}{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [f(m,n)]^2}$
3.	Критерій середньоквадратичної похибки	$MSE$	$MSE = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [f(m,n) - \bar{f}(m,n)]^2}{MN}$
4.	Критерій пікового співвідношення сигнал/шум	$PSNR$	$PSNR = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [\max\{f(m,n)\}]^2}{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [f(m,n) - \bar{f}(m,n)]^2}$ <p>де <math>f(m,n)</math> – інтенсивність поточного пікселя вхідного зображення;  <math>\bar{f}(m,n)</math> – інтенсивність поточного пікселя обробленого зображення.</p>
5.	Коефіцієнт ефективності	$E$	$E = \frac{K_{\max}}{K_{\text{зап}}}$ <p>де <math>K_{\max}</math> – це найкраще значення відповідного критерію із відомих методів;  <math>K_{\text{зап}}</math> – значення відповідного критерію для запропонованого методу</p>

Отримані результати дослідження відображені в табл. 2

Таблиця 2 Значення критеріїв якості для різних методів підвищення якості оброблення біомедичних зображень [5,6]

Метод	Критерій	PSNR	MSE	NMSE	NK
Image in Depth, маскою типу		15,3	1214	0,0117	1,0032
Photoshop		27,4	1062	0,006	1,0047
CxImage		31,2	315	0,0032	1,0009
Лапласіан		33,2	252	0,0014	1,0054
Підвищення різкості методом з максимальним нахилом при- межової кривої		35,7	220	0,0012	1,0072
Аналізатор біомедичних зоб- ражень		36,5	210	0,0011	1,008
Коефіцієнт ефективності		1,03	1,05	1,09	1,008

### Висновки

Із результатів аналізу ефективності слід відзначити, що значення критерію PSNR та нормованої кореляції NK для запропонованого програмного забезпечення вищі, ніж для інших, а середньоквадратичне відхилення MSE та нормоване середньоквадратичне відхилення NMSE нижчі, що свідчить про більш точне відтворення зображення із чіткими перепадами та більш якісне й точне відтворення зображення запропонованим методом. Таким чином, гістограма біомедичного зображення, обробленого за допомогою програмного забезпечення «Аналізатор біомедичних зображень» має чіткий розрив, на відміну від

гістограм зображень оброблених відомими методами, в яких спектр яскравостей залишився неперервним. Це свідчить про чітке розділення фону і об'єкта біомедичного зображення.

#### Список літератури

1. Yosyp R. Saldan, Sergii V. Pavlov, Dina V. Vovkotrub, Yulia Y. Saldan, Valentina B. Vassilenko, Nadia I. Mazur, Daria V. Nikolaichuk, Waldemar Wójcik, Ryszard Romaniuk, Batyrbek Suleimenov, Ulan Bainazarov, "Efficiency of optical-electronic systems: methods application for the analysis of structural changes in the process of eye grounds diagnosis", Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104450S (7 August 2017); doi: 10.1117/12.2280977
  2. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Гонсалес Р., Вуде Р. – М. : Техносфера, 2005. – 1072 с.
  3. Методи та система оброблення слабконтрастних зображень для оцінювання показників мікрокапілярів кінцівок людини : монографія / Й. Й. Білинський, П. М. Ратушний. – Вінниця : ВНТУ, 2012. – 122 с.
  4. Romanyuk O.N. Microfacet distribution function for physically based bidirectional reflectance distribution functions / O. N. Romanyuk, S. V. Pavlov, R. Yu. Dovhaliuk, N. P. Babyuk, M. D. Obidnyk, P. Kisala, B. Suleimenov // Optical Fibers and Their Applications 2012. Lublin and Naleczow, Poland, Code 96466.
  5. Павлов С.В. Розробка біомедичної системи при діагностиці прогресування ІМР / С.В. Павлов, Д.В. Вовкотруб, Н.П. Бабюк // "Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія" : Четверта Міжнародна науково-практична конференція : тези доповідей. – Вінниця, 2014. – С.86-88.
  6. Павлов С.В. Оптико-електронний пристрій для дослідження дна ока / Д.В. Вовкотруб, С.В. Павлов, Й.Р. Салдан, Н.П. Бабюк // Патент на корисну модель №89910. – К. : Державна служба інтелектуальної власності України. – Дата реєстрації 12.05.2014 р. – 5 с.
  7. Плетнев Ф. А. Быстрые методы закраски в реалистической графике / Ф. А. Плетнев // ВАНТ. Серия «Математическое моделирование физических процессов». – 1997. – Вып.4. – С. 39–50.
  8. Палташев Т. Т. Растривание и распределенная обработка в системах генерации реалистических изображений / Т. Т. Палташев, С. И. Климина // Зарубежная радиоэлектроника. – 1992. – № 11. – С. 3–22.
  9. Pavlov S.V. Using of fuzzy expert method for diagnostic glaucoma / S.V. Pavlov, A.O. Rozhman, N.P. Babyuk, I.D. Ivasyuk // "Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах". Міжнародний науково-технічний журнал №2(43), 2013. – С.152-157.
  10. Pavlov S.V. Fuzzy expert opto-electronic system for the analysis of biomedical images (for example diagnosing glaucoma) / S.V. Pavlov, O.D. Azarov, I.R. Saldan, A.O. Rozhman, N.P. Babyuk // "Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія". Міжнародний науково-технічний журнал №1(26), 2013. – С.8-14.
  11. Павлов С. В. Застосування оптико-електронних технологій для оброблення біомедичних зображень шляхом формування інформаційних ознак / С.В. Павлов, О.Д. Азаров, Д.В. Вовкотруб, Н.П. Бабюк // „Проблеми інформатизації та управління”. Збірник наукових праць Національного авіаційного університету №1(41) 2013. – С. 81-87.
  12. Павлов С. В. Метод автоматического определения сегментационного порога для повышения качества прогнозирования параметров изображений / С. В. Павлов, А. А. Поплавский, А. А. Поплавская, Н. П. Бабюк // "Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології". Міжнародний науково-технічний журнал № 2 (26), 2013. – С. 8-12.
  13. Тимченко Л.І., Кокряцька Н.І., Герцій О.А., Петровський М.С., Степанюк Д.С., Паралельно-ієрархічні мережі для оброблення зображень. Теоретичні дослідження — Полтава : АСМІ, 2017. – 469 с.
  14. Тимченко Л.І., Кокряцька Н.І., Герцій О.А., Петровський М.С., Степанюк Д.С., Паралельно-ієрархічні мережі для оброблення біомедичних зображень та зображень плям лазерних пучків. Експериментальні дослідження — Полтава : АСМІ, 2017. – 363 с.
- Стаття надійшла: 22.11.2017.

#### Відомості про авторів

**Павлов Сергій Володимирович** – д. т. н., професор, проректор з наукової роботи Вінницького національного технічного університету.

**Салдан Йосип Романович**, д. м. н., професор кафедри очних хвороб та мікрохірургії ока Вінницького національного медичного університету ім. М. Пирогова.

**Злепко Сергій Макарович**, д. т. н., професор, зав. кафедри біомедичної інженерії Вінницького національного технічного університету.

**Тимченко Леонід Іванович** - д. т. н., професор Державного університету інфраструктури та технологій.

**Вовкотруб Діна Вікторівна**, к.т.н. науковий співробітник компанії «Сперко Україна», Вінниця

**Кокряцька Наталія Іванівна** – доцент Державного університету інфраструктури та технологій, м. Київ.

**Степанюк Дмитро Сергійович** – аспірант Державного університету інфраструктури та технологій, м. Київ.