

**БІОЛОГІЧНІ ТА МЕДИЧНІ ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ**

УДК 681.5:613

С. В. Павлов<sup>1</sup>, Й. Р. Салдан<sup>2</sup>, С. М. Злепко<sup>1</sup>, О. Д. Азаров<sup>1</sup>,  
Л. І. Тимченко<sup>3</sup>, Л. В. Абраменко<sup>3</sup>**МЕТОДИ ПОПЕРЕДНЬОЇ ОБРОБКИ ТОМОГРАФІЧНИХ  
ЗОБРАЖЕНЬ ОЧНОГО ДНА**<sup>1</sup>Вінницький національний технічний університет<sup>2</sup>Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова<sup>3</sup>Державний університет інфраструктури та технологій

**Анотація.** В статті розглянутий ряд сучасних методів та алгоритмів обробки зображень, а саме: фільтра Кірша, нелінійних фільтрів Роберта та Собела, методів Уолесса та SUSAN, а також реалізовано програмне забезпечення для застосування цих методів на прикладі аналізу томографічних зображень макулярних змін сітківки ока. Найбільш інформативним для сегментації зображень є метод на основі фільтра Кірша та метод на основі нелінійного фільтра Собела. 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. Розглянуто особливості побудови високопродуктивних експертних систем та пристроїв оброблення та розпізнавання зображень шляхом створення нейроподібних методів та алгоритмів паралельно-ієрархічного перетворення, мережних методів попереднього оброблення зображень, розроблення та створення апаратних спеціалізованих образних комп'ютерів на їх базі, що у поєднанні із відомими перевагами око-процесорної обробки відеоданих (наприклад, використання ЛЧФ, Q-перетворення, метод паралельно-ієрархічного кодування зображень, просторово-часові матричні моделі організації обчислювальних процесів, паралельні алгоритми та структури, що їх відображають, для паралельної обробки зображень) є досить актуальним завданням. Таким чином, на відміну від так званих детермінованих спотворень, які часто описуються поелементними функціональними перетвореннями вхідного зображення, для опису випадкових впливів доцільно використовувати моделі адитивного, імпульсного і мультиплікативного шумів. Показано, що для покращення якості оброблення біомедичних зображень застосовують, як правило, алгоритми Кірша, Робертса, Собела.

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

**Аннотація.** В статті розглянуто ряд сучасних методів та алгоритмів обробки зображень, а саме: фільтра Кірша, нелінійних фільтрів Роберта та Собела, методів Уолесса та SUSAN, а також реалізовано програмне забезпечення для застосування цих методів на прикладі аналізу томографічних зображень макулярних змін сітківки ока. Найбільш інформативним для сегментації зображень є метод на основі фільтра Кірша та метод на основі нелінійного фільтра Собела. 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. Розглянуто особливості побудови високопродуктивних експертних систем та пристроїв оброблення та розпізнавання зображень шляхом створення нейроподібних методів та алгоритмів паралельно-ієрархічного перетворення, мережних методів попереднього оброблення зображень, розроблення та створення апаратних спеціалізованих образних комп'ютерів на їх базі, що у поєднанні із відомими перевагами око-процесорної обробки відеоданих (наприклад, використання ЛЧФ, Q-перетворення, метод паралельно-ієрархічного кодування зображень, просторово-часові матричні моделі організації обчислювальних процесів, паралельні алгоритми та структури, що їх відображають, для паралельної обробки зображень) є досить актуальним завданням. Таким чином, на відміну від так званих детермінованих спотворень, які часто описуються поелементними функціональними перетвореннями вхідного зображення, для опису випадкових впливів доцільно використовувати моделі адитивного, імпульсного і мультиплікативного шумів. Показано, що для покращення якості оброблення біомедичних зображень застосовують, як правило, алгоритми Кірша, Робертса, Собела.

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

**Abstract.** The paper deals with a number of modern methods and algorithms for image processing, namely: Kirsch filter, nonlinear filters Robert and Sobel, Wallace and SUSAN methods, as well as software for application of these methods on the example of analysis of tomographic images of macular changes of the retina. The most informative for image segmentation is the Kirsch filter based method and the Sobel nonlinear filter method. In contrast to the so-called deterministic distortions, which are often described by elemental functional transformations of the input image, models of additive, impulse and multiplicative noise are used to describe the random effects. As a rule, Kirsch, Roberts, Sobel algorithms are used to improve the quality of biomedical image processing. Features of construction of high-performance expert systems and devices of image processing and recognition by creation of neural-like methods and algorithms of parallel-hierarchical transformation, network methods of image pre-processing, development and creation of hardware specialized image computers based on them, which are combined with the eye, are considered. video processing (for example, the use of PCF, Q-conversion, parallel-hierarchical image encoding method, space-time ve matrix model of computing processes, parallel algorithms and structures that they reflect for parallel imaging) is a fairly urgent task. Thus, in contrast to the so-called deterministic distortions, which are often described by elemental functional transformations of the input image, it is advisable to use additive, pulse, and multiplicative noise models to describe the random effects. It is shown that, as a rule, the Kirsch, Roberts, Sobel algorithms are used to improve the quality of biomedical image processing.

**Keywords:** biomedical images, macular changes, nonlinear filtration

DOI: <https://doi.org/10.31649/1999-9941-2019-45-2-4-12>.

**Вступ**

Найважливішою операцією передобробки дискретизованого зображення є фільтрація амплітудного

і геометричного шумів, що є результатом зовнішніх і внутрішніх шумових впливів на процеси формування, реєстрації, перетворення і передачі дискретизованого зображення.

Розділення накладеного на зображення шуму на амплітудний і геометричний є вельми умовним і підкреслює лише ту обставину, що амплітудний шум викривлює значення відліків зображення об'єкту, тоді як геометричний шум змінює число і розташування відліків, що відносяться до цього зображення, тобто відліків, що перевищують, наприклад, загальний поріг виявлення сигналу [1,2,3]. З цього випливає, що методи фільтрації амплітудного і геометричного шумів різні і визначаються сутністю перетворень, що здійснюються при передобробці зображення. Так, в деяких прикладних задачах теорії розпізнавання образів, наприклад, при кореляційно – екстремальному визначенні координат зображення об'єкту, використовуються методи передобробки, що базуються на формуванні різнісного зображення з його наступною пороговою обробкою: дельта – модуляція [1], узагальнене контурне препарування [2], оконтурювання [4] і т. д., що призводять до посилення зашумленості перетвореного зображення.

В той же час сутність ряду евристичних методів передобробки зображення з метою фільтрації адитивного шуму полягає в сумуванні локальних груп відліків зображення, що перетворюється.

### Актуальність

У зв'язку з цим актуальні проблеми:

- суміщення операцій нелінійної (порогової) різнісної передобробки зображення і усереднення локальних груп відліків для зменшення зашумленості перетвореного зображення, у всякому разі, до зашумленості його перед обробкою;
- визначення оптимальних розмірів  $P_{\text{опт}} \cdot Q_{\text{опт}}$  локальної групи (вікна) відліків зображення, що усереднюються згідно алгоритмам згладжування евристичного типу [5, 6], або алгоритму передобробки по методу часткового Q – сумування [5], використання якого вельми ефективно в широкоформатних телевізійних кореляційно – екстремальних координаторах.

Амплітудна фільтрація дискретизованого зображення є перетворенням амплітуди центрального відліку локальної групи відліків по вибірковому середньому значенню амплітуди відліку цієї групи, а геометрична фільтрація цього зображення є перетворенням амплітуди центрального відліку локальної групи відліків по числу відліків в цій групі з вибірковим середнім значенням амплітуди відліку.

### Мета

Метою статті є підвищення якості оброблення біомедичних зображень шляхом розробки алгоритмів фільтрації й сегментації біомедичних зображень на базі методів Кирша, Робертса, Собела, Уолесса та SUSAN.

### Задачі

1. Аналіз сучасних методів та алгоритмів обробки зображень, а саме: фільтра Кирша, нелінійних фільтрів Роберта та Собела, методів Уолесса та SUSAN
2. Розробка програмно-алгоритмічного забезпечення для розділення фону і оброблення біомедичного зображення

### Розв'язання задач

При створенні високопродуктивних експертних систем розвиток пристроїв оброблення та розпізнавання зображень буде розвиватися шляхом створення нейроподібних методів та алгоритмів паралельно-ієрархічного перетворення, мережних методів попереднього оброблення зображень, розроблення та створення апаратних спеціалізованих образних комп'ютерів на їх базі, що у поєднанні із відомими перевагами око-процесорної обробки відеоданих (наприклад, використання ЛЧФ, Q-перетворення, метод паралельно-ієрархічного кодування зображень, просторово-часові матричні моделі організації обчислювальних процесів, паралельні алгоритми та структури, що їх відображають, для паралельної обробки зображень) є досить актуальним завданням [1,2,3].

Для реалізації око-процесорного оброблення біомедичної інформації необхідно проводити сегментацію біомедичних зображень.

Виділення контурів використовується, в основному, для сегментації елементів зображення. Сегментація дозволяє виділити ділянки зображення, що здаються спостерігачеві однорідними.

Існує велика кількість різних підходів до виявлення границь на зображеннях і постійно розробляються нові.

До найбільш розповсюджених методів відносять [5,6,7]:

- градієнтні методи. Базуються на тому, що різним об'єктам на зображеннях відповідають області з порівняно однаковими значеннями яскравості. На границях же яскравість істотно змінюється;
- використання других похідних. Для підкреслення перепадів яскравості зображення можна використовувати другі похідні (оператор Лапласа або лапласіан);

- посилення диференціальними операторами. Всі диференціальні оператори являють собою лінійні фільтри високих частот. Характерною рисою таких фільтрів є посилення не тільки границь, але й дрібномасштабного шуму. Причому, чим вище порядок похідної, тим більше це посилення;
- детектор границь Canny. John Canny описав алгоритми виявлення границь, які з тих пір стали одними з найбільш широковикористовуваних. Вони стали класикою в області виявлення границь. Canny виходив із трьох критеріїв, яким повинен задовольняти детектор границь: достатнє виявлення (Canny трактував цю властивість як підвищення відношення сигнал/шум); нормальна локалізація (правильне визначення положення границі); єдиний відгук на одну границю. Із цих критеріїв потім будувалася цільова функція вартості помилок, мінімізацією якої знаходиться "оптимальний" лінійний оператор для згортки зображення;
- метод активних контурів. Використання для виявлення границь на зображенні кривих мінімальної енергії, названих снейками. Передбачається, що шукана границя на зображенні являє собою гладку лінію (лише для плоского зображення);
- алгоритм SUSAN. Smith & Brady звернули увагу на те, що сусідні точки однорідної області мають близьку до неї яскравість, а поблизу границі число сусідів з однаковою яскравістю зменшується. Відповідно до такого трактування границі й був розроблений алгоритм детектора границь SUSAN. Крім границь цей метод виявляє й інші особливості на зображенні (кути, тонкі лінії і т.д.).

В роботі були проаналізовані та розроблені алгоритми фільтрації й сегментації біомедичних зображень такими методами [7]. Для підвищення якості оброблення біомедичних зображень доцільно застосовувати методи Кирша, Робертса, Собела, Уолесса та SUSAN.

Фільтр Кирша 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.

Апертура має такий вигляд:

$A_0$	$A_1$	$A_2$
$A_7$	$F$	$A_3$
$A_6$	$A_5$	$A_4$

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

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

Спочатку в циклі знаходяться всі значення змінних  $S_i$  й  $T_i$ , де  $i$  змінюється від 0 до 7, за наведеними вище формулами, у яких «(+)» означає додавання за модулем 8.

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

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

Остаточне значення  $F'$  заноситься в елемент  $F$ , після чого робоче вікно зсувається (рис. 1).

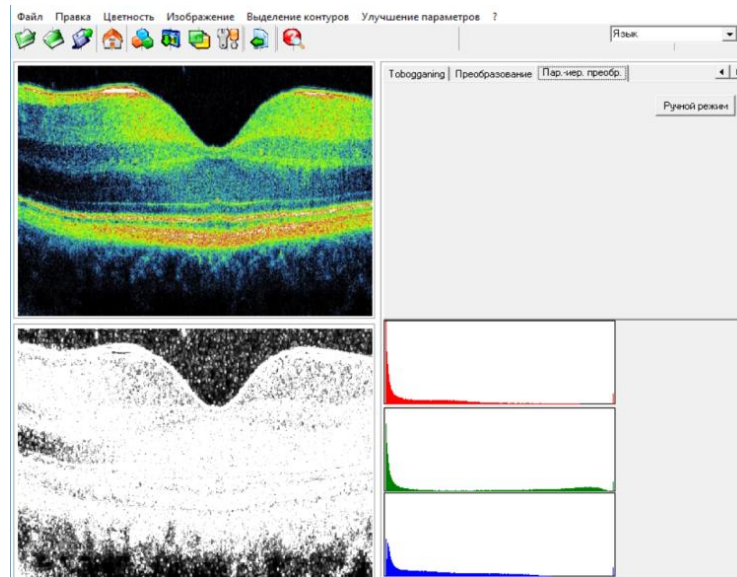


Рисунок 1 – Результат застосування фільтра Кирша при обробці томографічних зображень макулярних змін очного дна

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

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

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 границі, але при цьому погано справляється з високочастотним шумом, хоча низькочастотний шум з невеликою (до 50%) амплітудою майже не впливає на сегментацію (рис. 2).

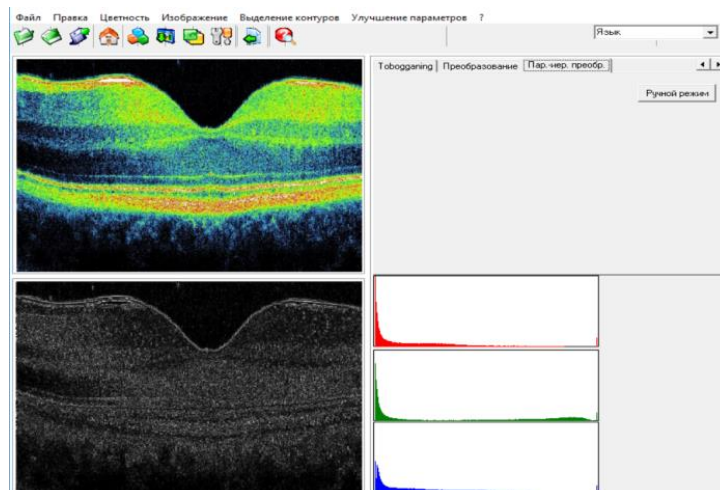


Рисунок 2 – Результат застосування нелінійного фільтра Робертса при обробці томографічних зображень макулярних змін очного дна

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

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

$A_1$	$A_2$	$A_3$
$A_8$	$F$	$A_4$
$A_7$	$A_6$	$A_5$

$$X = (A_3 + 2) \cdot (A_4 + A_5) - (A_1 + 2) \cdot (A_8 + A_7)$$

$$Y = (A_1 + 2) \cdot (A_2 + A_3) - (A_7 + 2) \cdot (A_6 + A_5)$$

Спочатку знаходяться значення змінних  $X$  й  $Y$  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.

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 Роберта, забирає майже повністю).

Як перевагу фільтрів Робертса (рис. 3) та Собела можна назвати поглинання низькочастотного шуму з невеликою (до 0.5) амплітудою. Але якщо на зображення накладено високочастотні імпульсні завади, перед застосуванням цих фільтрів зображення потрібно очистити за допомогою низькочастотних фільтрів (наприклад, медіанного двовимірного фільтра).

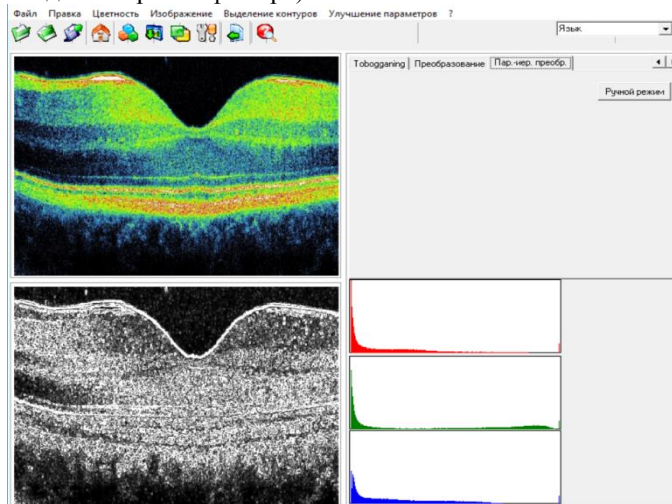


Рисунок 3 – Результат застосування нелінійного фільтра Собела при оброблянні томографічних зображень макулярних змін очного дна

Метод Уоллеса працює із двовимірною апертурою  $3 \times 3$ :

0	1	2
7		3
6	5	4

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

Відразу знаходиться 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).

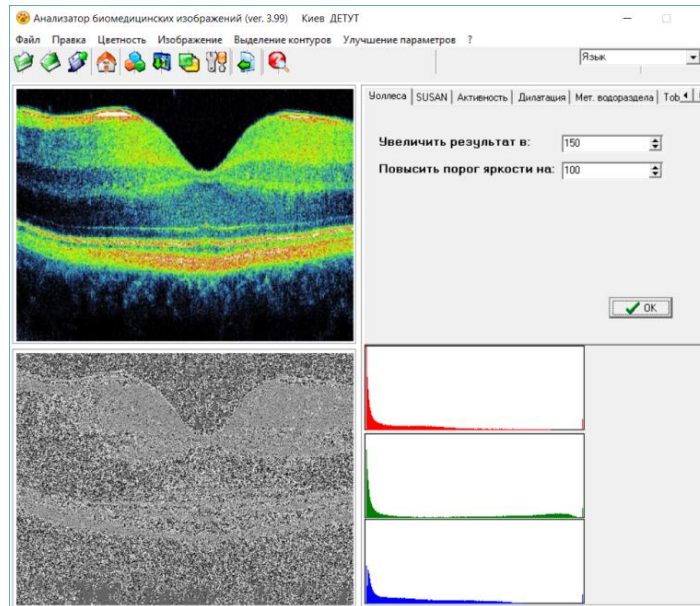


Рисунок 4 – Результат застосування методу Уоллеса при обробці томографічних зображень макулярних змін очного дна

Метод SUSAN. Основна ідея SUSAN – це те, що сусіди кожної точки в однорідній області мають близьку до неї яскравість, а поблизу границі число сусідів з однаковою яскравістю зменшується. Крім границь цей метод виявляє й інші особливості на зображенні (кути, тонкі лінії й т.п.).

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  $3 \times 3$ ). Піксели в межах маски, що мають порівнянну з ядром яскравість, утворюють область SUSAN (Univaluse Segment Assimilating Nucleus - однорідний сегмент, асимільований ядром). Для виявлення двовимірних особливостей і границь використовуються 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 погашенні шуму.

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

$$c(\vec{r}, \vec{r}_0) = \begin{cases} 1 & \text{if } |I(\vec{r}) - I(\vec{r}_0)| \leq \Delta; \\ 0 & \text{if } |I(\vec{r}) - I(\vec{r}_0)| > \Delta. \end{cases} \quad (2)$$

Порівняння робиться для кожної точки маски й у підсумку підраховуємо  $n$  як суму  $c$

$$n(\vec{r}_0) = \sum_{\vec{r}} c(\vec{r}, \vec{r}_0). \quad (2)$$

Отже  $n$  і дає кількість пікселів в SUSAN, тобто дає площу SUSAN. Даний 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:

$$R(\vec{r}_0) = \begin{cases} g - n(\vec{r}_0) & \text{якщо } n(\vec{r}_0) < g; \\ 0 & \text{інакше.} \end{cases} \quad (3)$$

Описаний алгоритм достатньо непоганий, однак для більш стабільних й правильних результатів, особливо при обробці кольорових або високо-градуированих сірих зображень, доцільно використовувати замість функції (1) наведену нижче функцію:

$$c(\vec{r}, \vec{r}_0) = e^{-\frac{I(\vec{r}) - I(\vec{r}_0)}{\Delta}} \quad (4)$$

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).

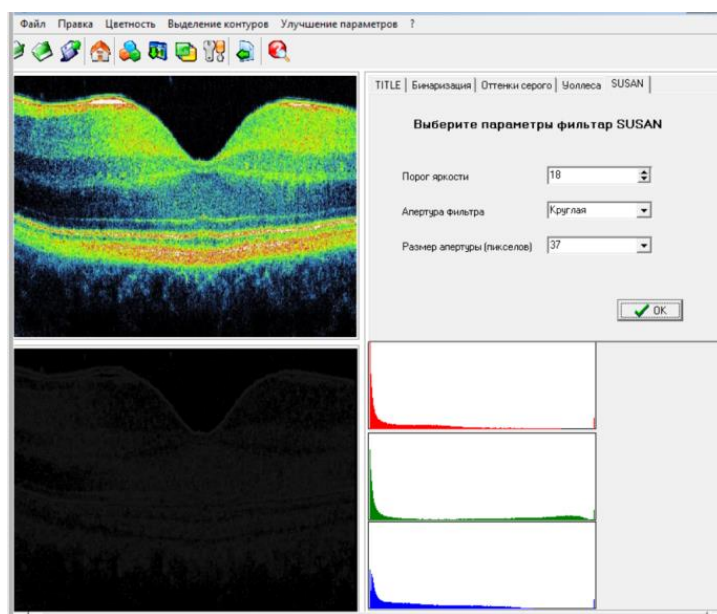


Рисунок 5 – Результат застосування методу SUSAN при обробці томографічних зображень макулярних змін очного дна

### Висновки

Найважливішою операцією попередньої обробки дискретизованого зображення є фільтрація амплітудного і геометричного шумів, що є результатом зовнішніх і внутрішніх шумових впливів на процеси формування, ресстрації, перетворення і передачі дискретизованого зображення. Був таким чином розглянутий ряд сучасних методів та алгоритмів обробки зображень, а саме: фільтра Кірша, нелінійних фільтрів Роберта та Собела, методів Уоллеса та SUSAN, а також реалізовано програмне забезпечення для застосування цих методів на прикладі аналізу томографічних зображень макулярних змін сітківки ока. Найбільш інформативним для сегментації зображень є метод на основі фільтра Кірша та метод на основі нелінійного фільтра Собела.

Таким чином, на відміну від так званих детермінованих спотворень, які часто описуються поелементними функціональними перетвореннями вхідного зображення, для опису випадкових впливів доцільно використовувати моделі адитивного, імпульсного і мультиплікативного шумів.

Показано, що для покращення якості оброблення біомедичних зображень застосовують, як правило, алгоритми Кірша, Робертса, Собела.

### Список літератури

- [1] Яне Б. Цифровая обработка изображений / Б. Яне. – М.: Техносфера, 2007. – 584 с.
- [2] Dougherty G. Digital Image Processing for Medical Applications / Geoff Dougherty – 2009. – 462 p.
- [3] Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB / Р. Гонсалес, Р. Вудс, С. Эддинс. – М.: Техносфера, 2006. – 616 с.
- [4] Lim, Jae S. Two-Dimensional Signal and Image Processing / S. Jae Lim. – 1989. – 694p.
- [5] Павлов С. В. Оброблення біомедичних зображень із застосуванням швидкого перетворення Фур'є / С. В. Павлов, Д. В. Вовкотруб, Р. Ю. Довголюк // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2011. – №2. – С. 96-101.
- [6] 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
- [7] 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 Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. 10.1117/12.2019338.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
- [12] Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. Information Technology in Medical Diagnostics II. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
- [13] Yosyp R. Saldan, Sergii V. Pavlov, Dina V. Vovkotrub, Waldemar Wójcik, and etc. 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; doi: 10.1117/12.2280977; <https://doi.org/10.1117/12.2280977>.  
Стаття надійшла 01.06.2019.

#### References

- [1] Yane B. Tsifrovaya obrabotka izobrazenny // B. Yane. – М.: Technosfera, 2007. – 584 s.
- [2] Dougherty G. Digital Image Processing for Medical Applications / Geoff Dougherty – 2009. – 462 p.
- [3] Gonsales R. Tsifrovaya obrabotka v srede MATLAB / R. Gosales, R. Vuds, S. Eddins. – М.: Technosfera, 2006. – 616 s.
- [4] Lim, Jae S. Two-Dimensional Signal and Image Processing / S. Jae Lim. – 1989. – 694p.
- [5] Pavlov S.V. Obroblennya biomedichnih zobrazen iz zastosuvannyam shvidkogo peretvorennya Furie / S.V. Pavlov, D.V.Vovkotrub, R.Y.Dovgalyuk // Optiko-electronni informatsiyno-energetichni technologii. – 2011. – №2. – S. 96-101.
- [6] 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
- [7] 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 Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering. 10.1117/12.2019338.
- [8] 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.
- [9] 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 computer inzeneriya №1(26), 2013. — S.8-14.
- [10] Timchenko L. Kokryatska N. Etc. Paralelno-ierarchiseskie merezi dlya obroblennya zobrazen— Poltava: АСМІ, 2017. – 469 S.
- [11] Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
- [12] Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. Information Technology in Medical Diagnostics II. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
- [13] Yosyp R. Saldan, Sergii V. Pavlov, Dina V. Vovkotrub, Waldemar Wójcik, and etc. 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; doi:  
10.1117/12.2280977; <https://doi.org/10.1117/12.2280977>.

#### 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.

**Азаров Олексій Дмитрович** – д.т.н., професор, декан факультету інформаційних технологій та комп'ютерної інженерії Вінницького національного технічного університету.

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

**Абраменко Людмила Володимирівна** – аспірант Державного університету інфраструктури та технологій, м. Київ.

S. V. Pavlov<sup>1</sup>, Y. R. Saldan<sup>2</sup>, S. M. Zlepko<sup>1</sup>, O. D. Azarov<sup>1</sup>,  
L. I. Tymchenko<sup>3</sup>, L. V. Abramenko<sup>3</sup>

## METHOD OF PRE-PROCESSING TOMOGRAPHIC IMAGES OF THE FUNDUS

<sup>1</sup>Vinnitsia National Technical University  
<sup>2</sup>Vinnitsia National Pirogov Memorial Medical University  
<sup>3</sup>State University of Infrastructure and Technologies

С. В. Павлов<sup>1</sup>, И. Р. Салдан<sup>2</sup>, С. М. Злепко<sup>1</sup>, А. Д. Азаров<sup>1</sup>,  
Л. И. Тимченко<sup>3</sup>, Л. В. Абраменко<sup>3</sup>

## МЕТОДЫ ПРЕДВАРИТЕЛЬНОЙ ОБРАБОТКИ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ ГЛАЗНОГО ДНА

<sup>1</sup>Винницкий национальный технический университет  
<sup>2</sup>Винницкий национальный медицинский университет им. Н.И. Пирогова  
<sup>3</sup>Государственный университет инфраструктуры и технологий