

УДК 004.9

А. В. ЩЕРБАТЮК, С. Є. ТУЖАНСЬКИЙ

МЕТОДИ ОПТИЧНОЇ КОГЕРЕНТНОЇ ТОМОГРАФІЇ ТА АЛГОРИТМИ ФІЛЬТРАЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ ДЛЯ ОФТАЛЬМОЛОГІЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ

Вінницький національний технічний університет 21021, Хмельницьке шосе 95, м. Вінниця, Україна

Анотація: У статті здійснено аналіз сучасних методів оптичної когерентної томографії (ОКТ) для діагностики офтальмологічних захворювань. Проаналізовані особливості методів та схем засобів оптичної когерентної томографії. Зроблений порівняльний аналіз алгоритмів фільтрації медичних зображень та їх особливостей в контексті застосування для фільтрації зображень ОКТ.

Ключові слова: оптична когерентна томографія, медіанний фільтр, фільтр Гауса, фільтр Вінера, офтальмологічна діагностика.

Abstract: The article analyzes modern methods of optical coherence tomography (OCT) for the diagnosis of ophthalmic diseases. The features of methods and schemes of optical coherence tomography are analyzed. A comparative analysis of medical image filtering algorithms and their features in the context of using OCT for image filtering is carried out.

Keywords: optical coherence tomography, median filter, Gaussian filter, Wiener filter, ophthalmological diagnostics.

DOI: 10.31649/1681-7893-2024-47-1-148-154

ВСТУП

Оптична когерентна томографія (ОКТ) є однією з сучасних технологій медичної візуалізації для діагностики ряду захворювань в офтальмології та інших напрямках, яка широко використовується та стрімко розвивається. Сьогодні візуалізація нервової тканини ока не обмежується тільки макулярною областю (як на початку розвитку ОКТ), але також і відповідними судинними структурами. ОКТ-зображення сітківки вперше представлено у 1991 році [1]. ОКТ використовує основний принцип інтерферометрії низько когерентного світла для виявлення зворотного розсіяного ближнього інфрачервоного світла для реконструкції профілю глибини зразка біологічної тканини. Роздільна здатність пристроїв ОКТ була поступово покращена, щоб якість зображення у наш час дозволяє виявляти більш тонкі зміни у морфології досліджуваних тканин. Численні дослідження показали, що ОКТ можна використовувати для моніторингу та підтвердження багатьох поширених захворювань очей, таких як глаукома, діабетична ретинопатія та вікова макулярна дегенерація. Разом з тим ефективність офтальмологічної діагностики значною мірою залежить також від алгоритмів і програмного забезпечення для обробки зображень ОКТ [9,10,11].

МЕТОДИ І СХЕМИ ОКТ

Методи ОКТ можна розділити на два основних класи: ті, що базуються на вимірюванні в часовій області (time-domain) та засновані на вимірюванні в спектральній області (spectral-domain).

Обидва методи використовують широкосмугове джерело світла або перестроюваний лазер у інтерферометричній вимірювальній установці [1], [2]. Для вимірювання вздовж осі від поверхні об'єкта вглиб застосовують опорне (reference) дзеркало, що дозволяє сканувати об'єкт за глибиною (рис.1).

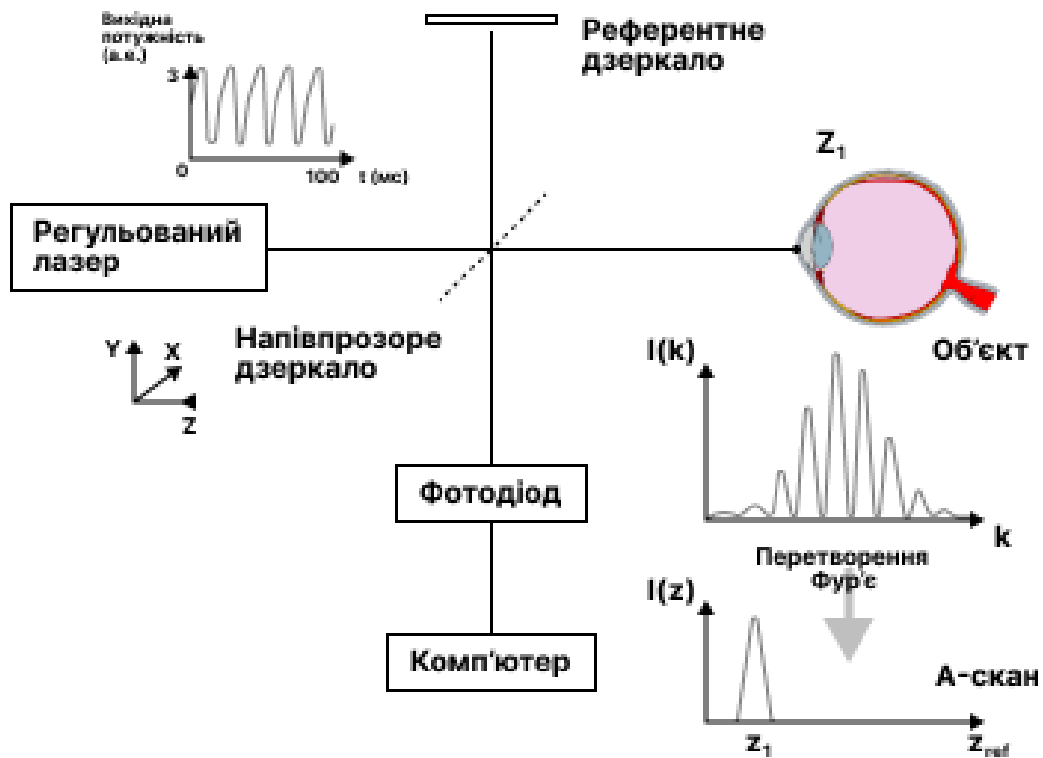


Рисунок 1 – Узагальнена схема ОКТ з часовим розподілом [1]

Інтерференційна картина утворюється тільки за умови, що довжина шляху випромінювання в об'єкті дослідження дорівнює довжині шляху випромінювання у опорному плечі схеми. Довжина шляху випромінювання коригується довжиною шляху випромінювання у такому плечі. У часовому ОКТ особливості дисперсії випромінювання всередині досліджуваного об'єкта вимірюються послідовно. Таким чином інтерференційна картина світла, що розсіюється від кожної аномалії (ущільнення та ін.), змінюється тільки тоді, коли відстань між референтною площиною і аномалією менша за довжину когерентності. Використовується лише частина світла, що розсіюється назад протягом усього часу вимірювання. У спектральному методі ОКТ необхідність сканування за глибиною відсутня. Системи ОКТ із спектральним (частотним, або Фур'є) розподілом реєструють інформацію за глибиною за методом спектральної інтерферометрії. Узагальнена структура таких вимірювальних систем ОКТ наведена на рисунку 2. В таких засобах застосовують широкосмугове джерело оптичного випромінювання. На виході інтерферометра широкосмугове світло просторово розкладається за спектром, а спектр відбитого від об'єкту дослідження оптичного випромінювання реєструється з допомогою масиву фотоприймачів за принципом ОКТ у просторовій області [12,13,14].

В системах оптично-когерентної томографії першого покоління був закладений принцип формування зображення з серії А-сканів, що виконувалися і оброблювалися послідовно, через що метод мав доволі низьку швидкість дослідження об'єкту [2]. Оптично-когерентна томографія в області Фур'є (Fourier domain) є наступним поколінням технології ОКТ та базується на більш ефективному принципі низькокогерентної інтерферометрії [2,3,15,16].

На відміну від часової ОКТ, ОКТ в області Фур'є використовує спектральну інформацію для створення А-сканів без необхідності зміни довжини оптичного шляху. Дані дії виражаються через функції:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt, \quad (1)$$

$$I(x, z, t) = A(x, z, t)e^{-ik\varphi(x, z, t)}, \quad (2)$$

у положеннях (x, z) у певний час t , де амплітуда $A(x, z, t)$ представляє потенціал зворотного розсіювання, а фаза $\varphi(x, z, t)$ характеризує поширення оптичної хвилі.

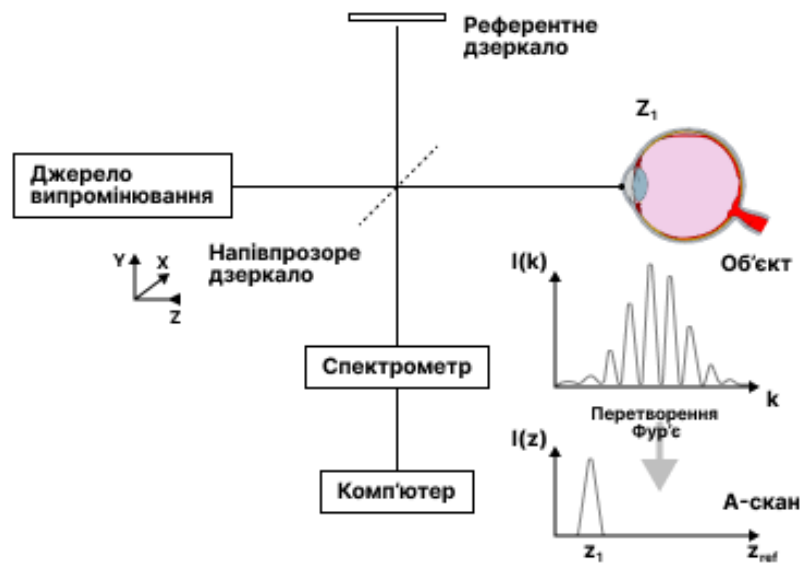


Рисунок 2 – Узагальнена схема ОКТ із спектральним розподілом [2]

Таким чином, обидва методи отримання вимірювальної інформації з інтерферометричного сигналу записують інтерференційний спектр (спектральну інтерферограму), на основі якого за допомогою перетворення Фур'є обчислюється А-скан. ОКТ з використанням перетворень Фур'є на основі спектрометра називають спектральною оптично-когерентною томографією (spectral-domain). Принципова схема даної оптичної установки зображена на рис. 2, вона схожа на ОКТ в часовому просторі, але точковий детектор замінено на спектрометр.

У сучасних ОКТ джерелом світла є широкосмуговий промінь, який при обробці розкладається на складові за допомогою спектрометра і піддається подальшій обробці за допомогою перетворення Фур'є. Таким чином, з одного відбитого променя формується ряд А-сканів. Така система (Fourier-domain OCT) завдяки швидкості роботи дозволила збільшити роздільну здатність та сформувати тривимірне зображення досліджуваної тканини [3]. Крім покращення якості зображення, можливе доповнення ОКТ-системою доплерографії, що дозволяє оцінити кровообіг у дрібних судинах ока. Завдяки своїм технічним можливостям ОКТ є основним методом дослідження в оптофізіології – молодому розділі науки, присвяченому неінвазивному дослідженню властивостей тканин [4].

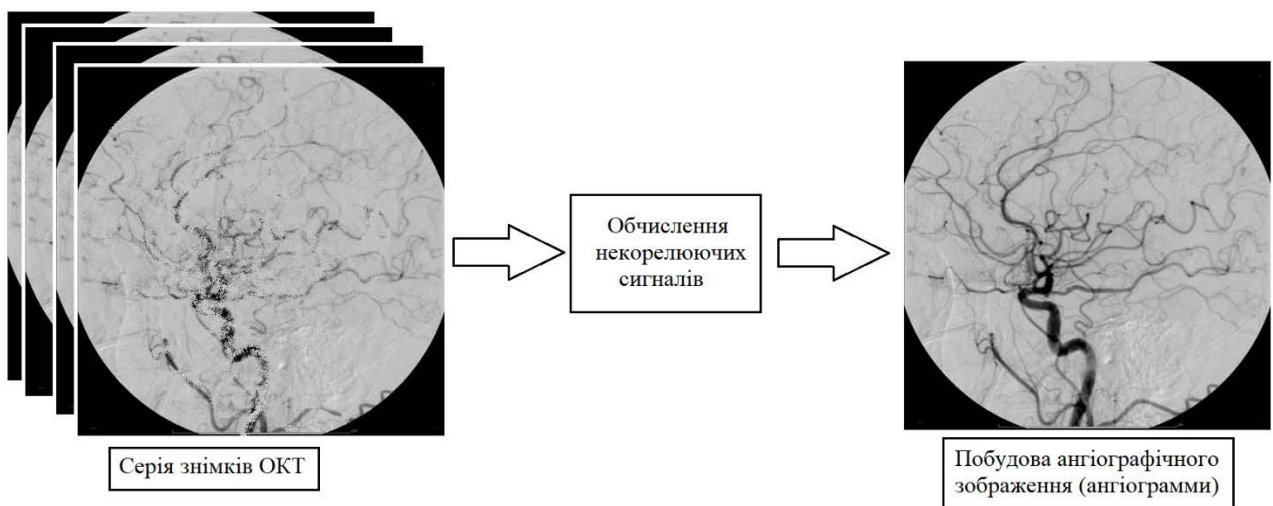


Рисунок 3 – Принцип виділення ангиографічного зображення з ОКТ знімків

Основна ідея оптично-когерентної томографічної ангиографії полягає в обчисленні декорреляційного сигналу між повторними В-сканами ($n \geq 2$). Принцип генерації об'ємних ангиографічних зображень полягає у створенні стеку повторюваних знімків. Оскільки сигнал зворотного розсіювання від

статичних тканин має інший часовий розподіл порівняно з розподілом рухомих частинок, таких як еритроцити, контраст руху за допомогою декореляції часового сигналу може розрізнити динамічні та статичні тканини [5]. Таким чином, зі стеку повторюваних знімків виділяється ангіографічне зображення (рис.3). На основі типів використовуваного сигналу алгоритми ОКТ-А розділяють на три категорії: ОКТ-А на основі амплітуди, фази або вектора [4].

ОКТ-А на основі амплітуди використовує сигнал інтенсивності зворотного розсіювання та нечутливий до зміни фази, викликаної самою системою візуалізації або об'ємним рухом від зразків. Суть амплітудно-декореляційного методу полягає в обчисленні амплітудної декореляції між сусідніми знімками у досліджуваній послідовності та виражається як:

$$AD = 1 - \frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} \frac{A_n A_{n+1}}{A_n^2 + A_{n+1}^2} \quad , \quad (3)$$

де A_n позначає амплітуду n-го знімку з послідовності, а N позначає кількість повторних В-сканувань у кожній позиції [5].

АЛГОРИТМИ ФІЛЬТРАЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ ОКТ

Медіанний фільтр є нелінійним алгоритмом фільтрації цифрового шуму, що використовується для зменшення рівня шуму в цифрових зображеннях або цифрових сигналах. В основі даного алгоритму полягає корекція значень кольору та яскравості кожного пікселя з урахуванням аналогічних значень сусідніх пікселів, що допомагає знизити так звану «зернистість» зображення, яка в свою чергу суттєво заважає алгоритмам цифрової обробки зображень [6]. Медіанний фільтр є ефективним проти імпульсних перешкод. У спрощеному вигляді алгоритм даного фільтру відображений на рис.4

Фільтр Гауса — це фільтр, імпульсна характеристика якого відображена функцією Гауса (або її наближенням, оскільки справжня характеристика Гауса мала б нескінченну імпульсну характеристику). Фільтри Гауса не мають перерегулювання на вхід ступінчастої функції, мінімізуючи час наростання та спаду. Така поведінка тісно пов'язана з тим фактом, що фільтр Гауса має мінімально можливу групову затримку. Фільтр Гауса є ефективним для придушення високочастотних перешкод, а також для мінімізації просторового розповсюдження цифрового шуму. Математично фільтр Гауса представлений як:

$$g_{\sigma, \mu}(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right) \quad (4)$$

де σ є середнім відхиленням, а μ є середнім значенням . При фільтрації середнє значення $\mu = 0$, а σ є параметром, що регулює ширину роботи фільтра.

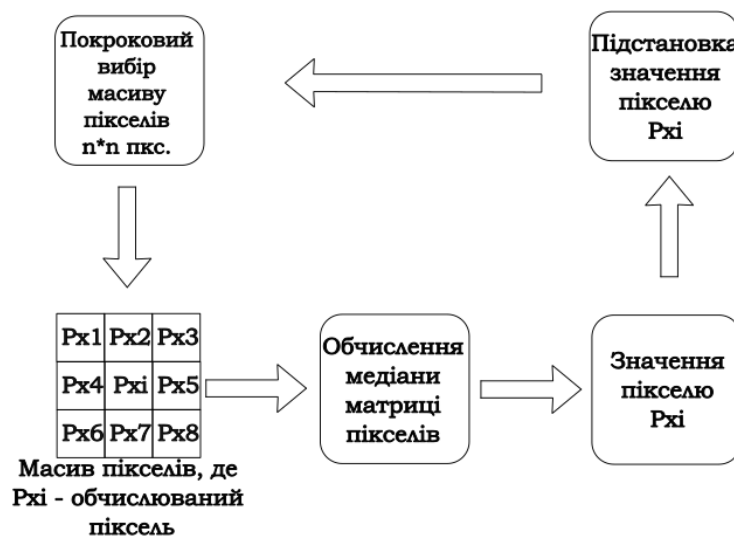


Рисунок 4 – Схематичне зображення алогритму роботи медіанного фільтру

Основною метою використання фільтра Гауса є зменшення спотворень у найнижчому та найвищому рівнях сигналів, особливо при наближенні рівня сигналу до країв динамічного діапазону фотоприймача [7].

Фільтр Вінера, також відомий як узагальнена зворотна фільтрація є алгоритмом відновлення деконволюції. Для підвищення якості результуючого зображення може бути використана інверсна або узагальнена інверсна фільтрація. Даний фільтр добре підходить для фільтрації випадкових шумів на вхідному зображенні та мінімізує середньоквадратичну похибку між вихідним та вхідним зображеннями. Варто зауважити, що фільтр Вінера більш стійкий до впливу випадкових шумів та сингулярностей вихідного зображення, обумовлених нулями передаючої функції фотоприймача [8]. Математичне представлення фільтра Вінера виглядає наступним чином:

$$W(f_1, f_2) = \frac{H^*(f_1, f_2)S_{xx}(f_1, f_2)}{|h(f_1, f_2)|^2 S_{xx}(f_1, f_2) + S_{nn}(f_1, f_2)} \quad (5)$$

де $S_{xx}(f_1, f_2) + S_{nn}(f_1, f_2)$ є відповідно значеннями спектру вхідного зображення та випадкового шуму, а $H^*(f_1, f_2)$ є фільтром розмивання. Відповідно, фільтр Вінера складається з двох алгоритмів – згладжування випадкових шумів та зворотної фільтрації.

Для оцінки результатів фільтрації зображень використаємо порівняння з допомогою обчислення середньоквадратичної похибки зображень (Mean Squared Error, MSE), яка є одним з поширених методів оцінки якості зображень. Математично обчислення даної метрики виглядає як:

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N [I(i, j) - K(i, j)]^2 \quad (6)$$

де MSE – середньоквадратична похибка зображення, M та N – розміри зображення (кількість рядів та стовпців пікселів відповідно), $I(i, j)$ – значення яскравості пікселя у вихідному зображенні, $K(i, j)$ – значення яскравості пікселя в обробленому зображенні.

На рис.5 представлені результати роботи трьох алгоритмів фільтрації – фільтра Вінера, медіанного фільтра та фільтра Гауса.

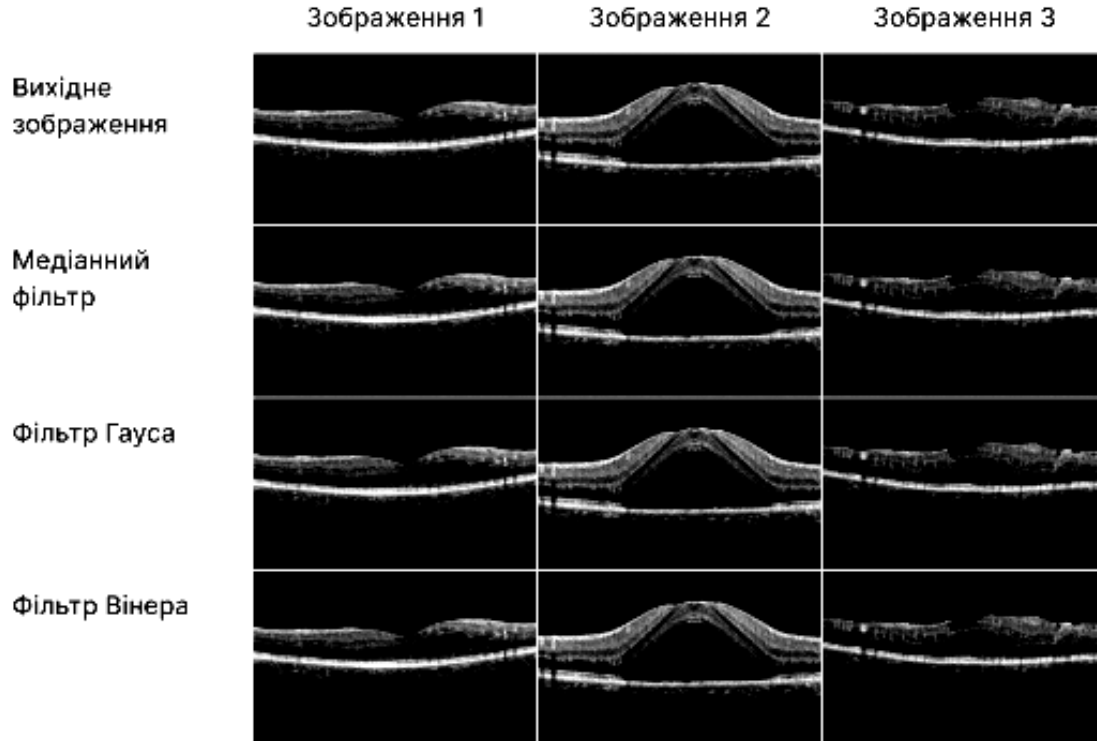


Рисунок 5 – Результати фільтрації вихідного зображення за MSE

У таблиці 1 наведені результати обчислення середньоквадратичної похибки для трьох ОКТ зображень [5], кожне з яких було оброблене одним з наведених алгоритмів фільтрації зображень:

Таблиця 1

Результати обчислення середньоквадратичної похибки MSE для відфільтрованих зображень ОКТ

Тип фільтра	Зображення 1	Зображення 2	Зображення 3
Медіанний	20.20	21.42	20.98
Гауса	23.15	20.93	21.04
Вінера	20.12	20.64	20.73

Якість зображень оптичної когерентної томографії суттєво впливає на точність встановлення діагнозу, як людиною, так і з допомогою машинного зору (що особливо актуально, оскільки автоматизація процесу діагностики є одним з перспективних напрямків розвитку ОКТ) [6]. Як видно з результатів обчислень, для наведених зображень ОКТ найефективнішим виявився фільтр Вінера через його стійкість до випадкових (особливо цифрових) шумів та сингулярностей вихідного зображення.

ВИСНОВКИ

У роботі досліджено та проаналізовано сучасні методи оптичної когерентної томографії (ОКТ) для медичної візуалізації у офтальмологічній діагностиці. Розглянуто алгоритми фільтрації зображень, включаючи медіанний фільтр, фільтр Гауса та фільтр Вінера, які ефективно зменшують рівень шуму в ОКТ-зображеннях, покращуючи їх якість та дозволяючи більш точно виявляти морфологічні зміни у тканинах. Дослідження також включає аналіз принципів оптично-когерентної томографічної ангіографії (ОКТ-А), яка дозволяє створювати об'ємні ангіографічні зображення. Представлені результати демонструють значний потенціал цих методів для покращення діагностики з допомогою ОКТ для офтальмологічних досліджень. В свою чергу, вибір методу фільтрації залежить від конкретних умов і завдань, а також від характеру шуму, наявного на конкретних знімках ОКТ.

ПОДЯКА

Дослідження виконано за підтримки гранту Національного фонду досліджень України 2022.01/0135.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ / REFERENCES

1. Hayreh SS, Zimmerman MB (2012). Retinal vein occlusion and the optic disk. *Retina.*, <https://doi.org/10.1097%2FIAE.0b013e31825620f2>.
2. Construction of special eye models for investigation of chromatic and higher order aberrations of eyes / Yi Zhai, Yan Wang, Zhaoqi Wang, Yongji Liu and etc. // *Bio-Medical Materials and Engineering*. 2014. P. 3073-3081. <http://doi.org/10.3233/BME-141129>
3. Chopra, R., Wagner, S.K. & Keane, P.A. Optical coherence tomography in the 2020s—outside the eye clinic. *Eye* 35, 236–243 (2021). <https://doi.org/10.1038/s41433-020-01263-6>
4. Suzuki N., Hirano Y., Yoshida M., Tomiyasu T., Uemura A., Yasukawa T., Ogura Y. Microvascular abnormalities on optical coherence tomography angiography in macular edema associated with branch retinal vein occlusion. *Am J Ophthalmol*. 2016 Jan; 161:126-32.
5. Spaide RF, Klancnik JM Jr, Cooney MJ. Retinal vascular layers imaged by fluorescein angiography and optical coherence tomography angiography. *JAMA Ophthalmol*. 2015;133(1):45–50.
6. Rakesh M.R1, Ajeya B2, Mohan A., “Hybrid Median Filter for Impulse Noise Removal of an Image in Image Restoration”, *Research in Science*, Vol. 3, Issue 3, 2014.
7. Chopra R, Mulholland PJ, Tailor VK, Anderson RS, Keane PA. Use of a binocular optical coherence tomography system to evaluate strabismus in primary position. *JAMA Ophthalmol*. 2018;136:811–7.
8. Nithya. K, Aruna. A, Anandakumar. H, Anuradha. B, "A Survey On Image Denoising Methodology On Mammogram Images", *International Journal of Scientific & Technology Research*, Vol. 3, Issue 11, pp. 92- 93, 2014.
9. Pavlov S. V., Karas O. V., and Sholota V. V., “Processing and analysis of images in the multifunctional classification laser polarimetry system of biological objects,” *Proc. SPIE 10750*, pp. 107500N (Sept., 2018).

10. Pavlov S.V., Martianova T.A., Saldan Y.R., and etc., “Methods and computer tools for identifying diabetes-induced fundus pathology”, Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, Taylor & Francis Group, London, UK, 87-99, 2019.
11. SaldanYosyp, Sergii Pavlov, Vovkotrub Dina, 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 (2017).
12. Lytvynenko, V., Lurie, I., Voronenko, M., etc., “The use of Bayesian methods in the task of localizing the narcotic substances distribution,” *International Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies*, 2, 8929835, 60–63 (2019).
13. Friedman, Jerome, Trevor Hastie, and Robert Tibshirani., “The elements of statistical learning,” hastie.su.domains/ElemStatLearn (2009).
14. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>. eBook ISBN 9780429057618.
15. Perspectives of the application of medical information technologies for assessing the risk of anatomical lesion of the coronary arteries / Pavlov S. V., Mezhiievska I. A., Wójcik W. [et al.]. *Science, Technologies, Innovations*. 2023. №1(25), 44-55 p.
16. Wójcik, W.; Mezhiievska, I.; Pavlov, S.V.; etc. Medical Fuzzy-Expert System for Assessment of the Degree of Anatomical Lesion of Coronary Arteries. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2023, 20, 979.

Надійшла до редакції 10.04.2024 р.

ЩЕРБАТЮК АРТЕМ ВОЛОДИМИРОВИЧ - аспірант кафедри біомедичної інженерії, Вінницького національного технічного університету, м. Вінниця, Україна, **e-mail: scherbatyuk.art@gmail.com**.

ТУЖАНСЬКИЙ СТАНІСЛАВ ЄВГЕНОВИЧ – к.т.н, доцент кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна, **e-mail: slavat@vntu.edu.ua**.

ARTEM SHCHERBATYUK, STANISLAV TUZHANSKYI

OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY METHODS AND IMAGE FILTERING
ALGORITHMS FOR OPHTHALMIC DIAGNOSTICS

Vinnitsia National Technical University