

УДК 681.5:613

С.В. ПАВЛОВ, Н.П. БАБЮК, С.М. ЗЛЕПКО, Й.Р. САЛДАН, Л.В. АБРАМЕНКО

ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННА СИСТЕМА ОЦІНЮВАННЯ ДИНАМІЧНИХ ЗМІН БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ МІКРОСУДИН ОЧНОГО ДНА

Вінницький національний технічний університет

Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021, Україна

Тел. (0432) 51-32-56, e-mail: psv@vntu.edu.ua

Вінницький національний медичний університет ім. М. Пирогова

Державний університет інфраструктури та технологій

Анотація. В роботі представлено оптико-електронну систему для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень за рахунок розрахунку інформативних діагностичних ознак біомедичних зображень, що дозволяє проводити оцінювання стану судин та визначення кон'юнктивального індексу. Удосконалено метод автоматичного вибору порогу градієнтного фільтра, що базується на використанні даних, які подаються градієнтними методами і забезпечують визначення оптимального порогу, що підвищує достовірність прогнозування швидкості динамічних змін біомедичних зображень і визначає оптимальний рівень порогу в умовах динамічних збурюючих факторів.

Ключові слова: метод часткового Q-підсумовування, біомедичні зображення, мікроциркуляція судин очного дна, контурні препарати, фрагмент зображення.

Abstract. The paper presents an opto-electronic system for estimating dynamic changes in biomedical images by calculating informative diagnostic features of biomedical images, which allows to evaluate the condition of vessels and determine the conjunctival index. Automatic gradient filter selection method based on using data supplied by gradient methods and providing optimal threshold determination that improves the prediction speed of dynamic changes in biomedical images and determines the optimal threshold level under dynamic disturbance factors.

Keywords: partial Q-summation method, biomedical imaging, microcirculation of the fundus vessels, contour preparations, image fragment.

DOI: 10.31649/1681-7893-2019-38-2-79-89

ВСТУП

Сучасна медицина є однією з найбільш високотехнологічних галузей наукової та практичної діяльності, найважливіше завдання якої полягає в розробці нових ефективних методик ранньої діагностики різних патологій. Кілька останніх десятиліть характеризуються значним проривом в галузі технічної оснащеності медицини. Комп'ютерний аналіз зображень став основним інструментом медичних діагностичних систем, що дозволяє істотно підвищити якість діагностики. Найбільш активно інформаційні технології впроваджуються в офтальмологію [1,2,3].

На сучасному етапі розвитку біомедичних досліджень існує гостра необхідність створення систем з можливістю точного опису структур мікроциркуляторного русла з метою постановки точного діагнозу. В цьому напрямку працюють такі організації, як Zeiss, Shin-Nippon (Японія), Radiometer, Cas Medical System, Micromed і т.д. Основні наукові розробки та дослідження проводять наукові школи Стенфордського дослідного інституту (США), Вашингтонського державного університету (США), Оксфордського університету (Великобританія), Римського університету (Італія), науково-дослідного інституту оптичних систем (Новосибірськ, Росія), Інституту кібернетики Латвії (Латвія), Інституту кібернетики ім. Глушкова (Україна), Вінницького національного технічного університету (Україна) [4,5,6].

В даний час в багатьох країнах інтенсивно використовується підхід кількісної оцінки зображень судин для виявлення судинної патології в громадських скринінг-центрах із застосуванням автоматизованих систем розпізнавання образів (Goldbaum, Taylor, Abramoff, Kelvin, Perez-Rovira, Stewart). Однак проведений аналіз існуючих на даний момент програмних комплексів аналізу зображень судинних систем показав, що більшість з них не має прикладного програмного забезпечення для вимірювання повного набору діагностичних ознак і постановки діагнозу, а містить лише засоби реєстрації зображень, ведення обліку діагностичної інформації про пацієнта і найбільш часто використовувані засоби для попередньої обробки зображень, підвищення якості та маркування зображень [7,8,9].

Дослідження в дисертаційній роботі спрямовані на розроблення методів та системи для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень в офтальмології, зокрема аналізу зображень

мікроциркуляції судин ока і судин очного дна. Зображення судин несуть важливу діагностичну інформацію, на підставі дослідження яких лікар може робити висновки про стан здоров'я людини. Оцінювання стану судин використовується також при лікуванні системного атеросклерозу, інсульту, захворювань нирок та ін. Особливо цінним є те, що діагностично значущу інформацію про характер мікроциркуляції кон'юнктиви ока та стан судин очного дна можна отримати із застосуванням неінвазивних методик, без побічних ефектів. Доступність неінвазивного огляду та візуалізації робить судини очного дна найбільш інформативними для аналізу локальної мікроциркуляції та прогностично значущими в плані оцінювання гемодинаміки всього організму [9,10,11].

МЕТОД ЧАСТКОВОГО Q-ПІДСУМОВУВАННЯ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

З усіх етапів перетворень вхідного зображення і дослідження геометричних показників об'єктів найбільша кількість операцій припадає на підвищення якості біомедичних зображень, що веде до збільшення часу оброблення. Для оптимізації часових витрат використовуємо метод часткового Q-підсумовування, який описує динамічні зміни на зображеннях у вигляді поля векторів переміщення. Кожній елементарній ділянці поточного зображення (ПЗ) приписуються вектор, що характеризує його паралельне перенесення відносно затриманого зображення (ЗЗ). Вектори для усіх ділянок визначаються незалежно один від одного. Поле векторів переміщення є основою для побудови моделей переміщення більш вищого рівня, наприклад, параметрів афінного перетворення [12,13,14].

В масиві $C = \{C(m,n)\}$ визначається елемент $C(m_{\min}, n_{\min}) = 1$, для якого віддалення R від центра масиву представлено на рис. 1.

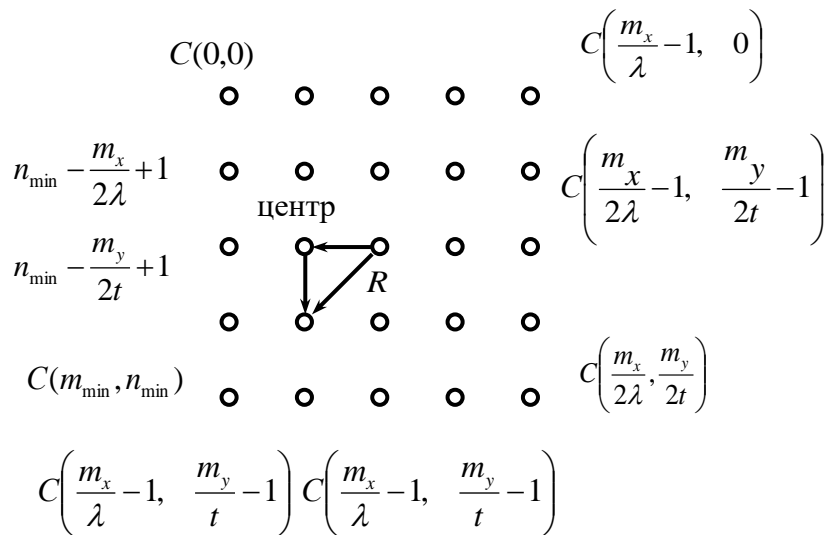


Рисунок 1 – Аналіз сусідніх одиничних елементів масиву C від центру

Таким чином, критеріями вибору фрагмента вихідного зображення є: порівняння модуля різниці відповідних нормованих згорток ЗЗ і ПЗ із похибкою порівняння $\delta_{fg}^{(\lambda,t)}$; найменше віддалення фрагмента зображення, для якого $0 < \Delta Q_{fg(m,n)}^{(\lambda,t)} \leq \delta_{fg}^{(\lambda,t)}$ від центру зображення.

Середнє значення відліків по усій площі кадру визначається для ЗЗ, щоб у момент приходу кадру ПЗ мати уже розраховане значення \bar{q} :

$$\bar{q} = \frac{\sum_{j=0}^{m_y-1} \sum_{i=0}^{m_x-1} q_g(i,j)}{m_x \cdot m_y}, \tag{1}$$

Порівняння зображень $\delta_{fg}(\lambda, t)$ зображено на рис. 2.

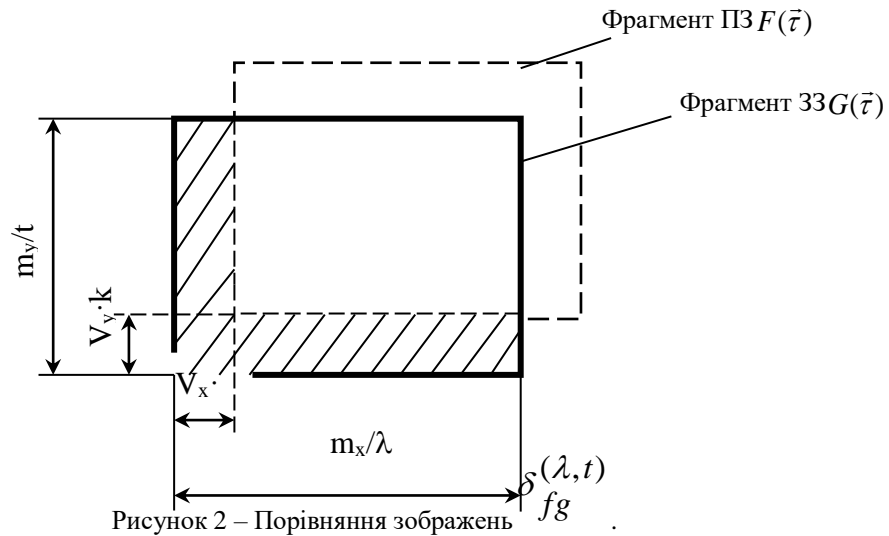


Рисунок 2 – Порівняння зображень

В таблиці 1 представлено значення похибки порівняння $\delta_{fg}(\lambda, t)$ за наступними вихідними даними:
 $m_x = m_y = 512$; $k = 1$; $\bar{q} = 32$.

Таблиця 1 Значення похибки порівняння $\delta_{fg}(\lambda, t)$

Швидкість зміщення фону V_x, V_y	Порядок-дільник (λ, t)				
	2,2	2,4	4,7	4,8	8,8
4,4	0,99	1,58	1,97	2,93	3,88
8,8	1,97	2,94	3,88	5,75	7,5
16,16	3,88	5,75	7,5	11	14
32,32	7,5	11	14	20	24

Розглянемо детальніше процес формування результуючого масиву $C = \{C(m, n)\}$. Елемент масиву $C(m, n) = 1$ у тому випадку, якщо модуль різниці відповідних згорток ПЗ і ЗЗ не перевищив похибки порівняння і не є рівним нулю. Фізично, це означає, що фон у даному фрагменті змістився із швидкістю, менше максимальної і даний фрагмент не містить об'єкта (за умови, що об'єкт, що швидко переміщається у порівнянні із фоном і розміри m_{0x}, m_{0y} порівняні із розмірами фрагмента [15]:

$$m_{0x} \ll \frac{m_x}{\lambda}$$

$$m_{0y} \ll \frac{m_y}{t}, \quad (2)$$

де символ \ll означає “не значно менше”).

Фізичний зміст (2) представлено на рис. 3

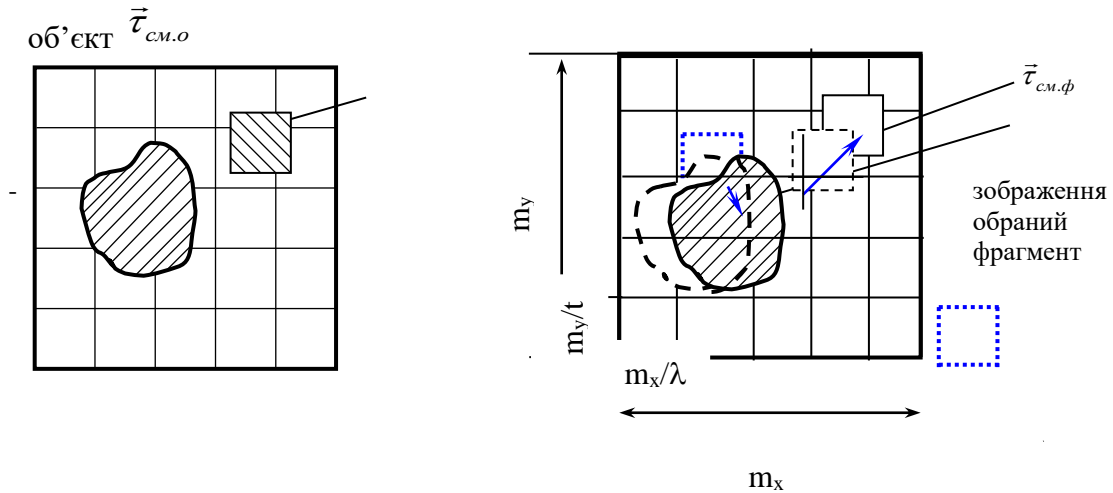


Рисунок 3 – Приклад вибору фрагменту зображення

Таким чином, критеріями вибору фрагменту вихідного зображення є: порівняння модуля різниці відповідних нормованих згортків ПЗ і ПЗ із похибкою порівняння $\delta^{(\lambda,t)}$; найменше віддалення фрагмента

зображення, для якого $0 < \Delta Q_{fg}^{(\lambda,t)} \leq \delta_{fg}^{(\lambda,t)}$ від центру зображення.

Отримані зображення досліджувалися для виділення структурних змін мікросудин кон'юнктиви за ознаками кольорних контурів і ознаками плям і ліній. Далі розглядаються деякі методи для виділення ознак зображення, що використовувалися при аналізі біомедичних зображень.

Кольорові зображення можна описувати кількісно, визначаючи для кожного елемента координати кольору T1, T2, T3, пропорційні кількості червоного, зеленого і синього основних кольорів, необхідних для зрівнювання кольору цього елемента. Яскравість елемента є зваженою сумою $Y = \alpha_1 T1 + \alpha_2 T2 + \alpha_3 T3$ значень координат кольору, де α_i —вагові коефіцієнти.

На рис. 4 наведено приклад визначення коефіцієнта кореляції між фрагментами ПЗ та ЗЗ

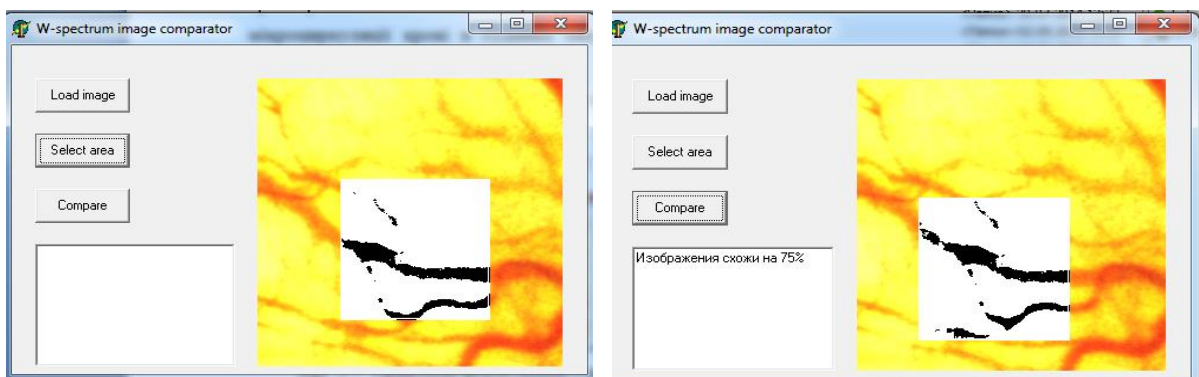


Рисунок 4 – Приклад визначення коефіцієнта кореляції між фрагментами ПЗ та ЗЗ

ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ДИНАМІЧНИХ ЗМІН БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ СУДИН ОЧНОГО ДНА

Система для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень розроблена разом з науковцями кафедри очних хвороб Вінницького національного медичного університету ім. М.Пирогова і дозволяє проводити оцінювання стану судин та визначення біомедичних показників.

Функціональну схему системи для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень судин очного дна представлено на рис. 5.

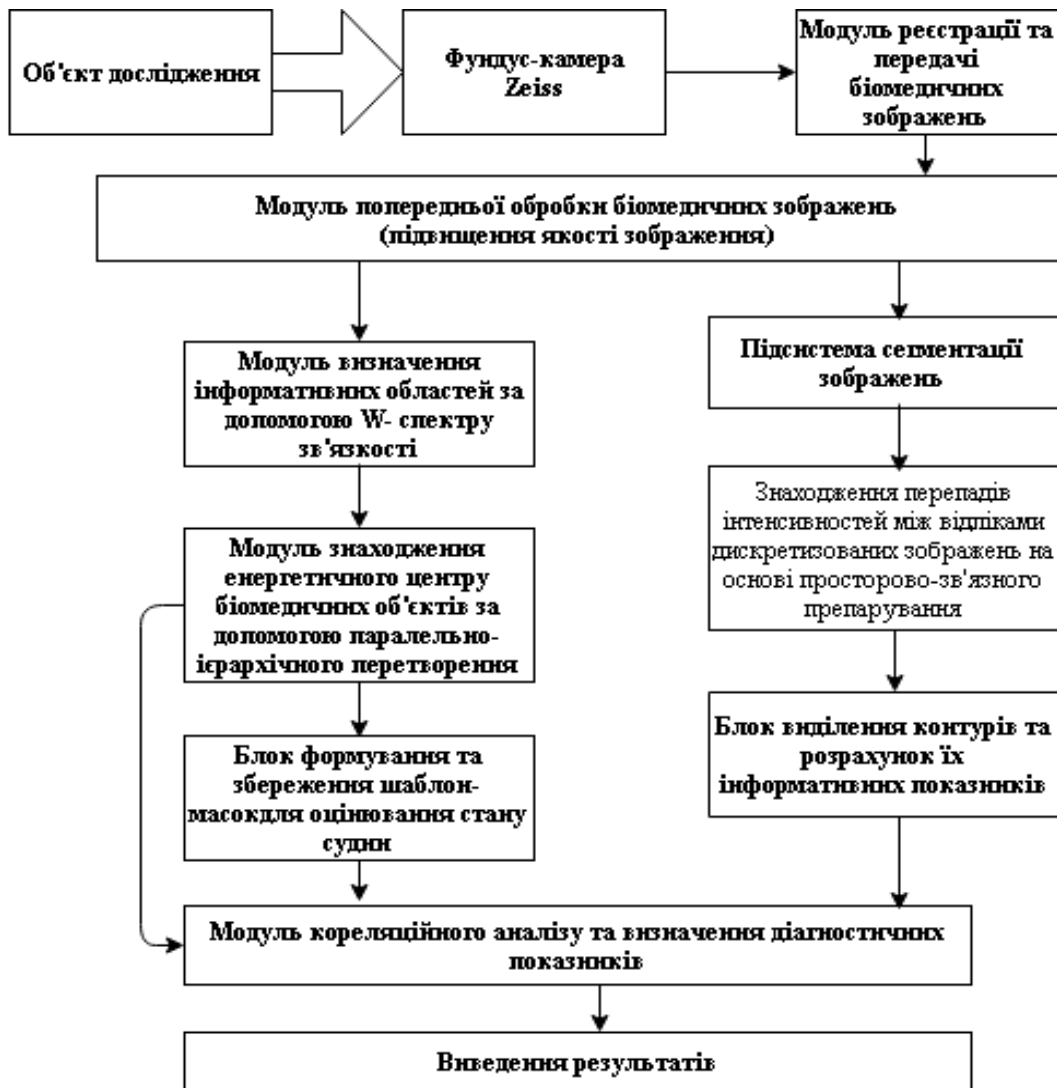


Рисунок 5 – Функціональна схема системи для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень судин очного дна

До складу системи входять: фундус камера, яка забезпечує візуальне спостереження стану очного дна та мікроциркуляції крові в судинах кон'юнктиви ока; модуль реєстрації та передачі зображень; програмний блок попереднього оброблення зображень з блоком покращення якості зображень; блок вторинного оброблення зображень, який реалізує процедуру знаходження перепадів інтенсивностей між відліками дискретизованих зображень на основі просторово-зв'язного препарування, виділення контурів та визначення їх діагностичних ознак; блок формування та збереження шаблон-масок; модуль знаходження енергетичного центру; модуль кореляційного аналізу та визначення діагностичних показників; модуль формування результатів досліджень та виведення даних.

Структурна схема системи для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень судин очного дна представлено на рис. 6. В системі базовими блоками запропонованої системи є фундус-камера, модель реєстрації передачі зображень, блок попередньої обробки зображень, модуль сегментації зображень, модуль структуризації інтенсивності зображень, модуль визначення інформативних областей, модуль визначення енергетичного центру, блок виділення контурів, блок розрахунку інформативних ознак, блок формування шаблон-масок, модуль кореляційного аналізу та визначення діагностичних ознак, блок формування діагнозу, блок підготовки початкових даних, блок формалізації експертних знань, блок прогнозування, блок аналізу та рекомендацій, блок моделювання ситуацій і предметної, блок відображення і документування даних, блок бази знань (бз), який складається з блоку баз даних (бд), блоку - моделі предметної області, блоку видачі інформації щодо ситуації і рекомендації. блок бз та блок підтримки прийняття рішень через програмний інтерфейс видає інформацію для прийняття остаточного діагнозу лікарем.

Особливістю запропонованої системи оцінювання біомедичних зображень є введення до дії її структури підсистеми прийняття рішень (ПППР), яка забезпечила практично 100 % відповідність поставленого діагнозу реальній ситуації і виключила неоднозначність в його інтерпретації. Це досягнуто завдяки блокам моделювання ситуації і предметної області та прогнозування, які побудовані на основі системи імітаційного моделювання та блоку формалізації експертних знань, в якому формується початкова структура предметної області, моделі об'єкта, алгоритми функціонування БЗ. Блок формалізації також виконує процедуру ранжування та узгодження експертних знань щодо мети та можливих дій, направлених на досягнення мети.

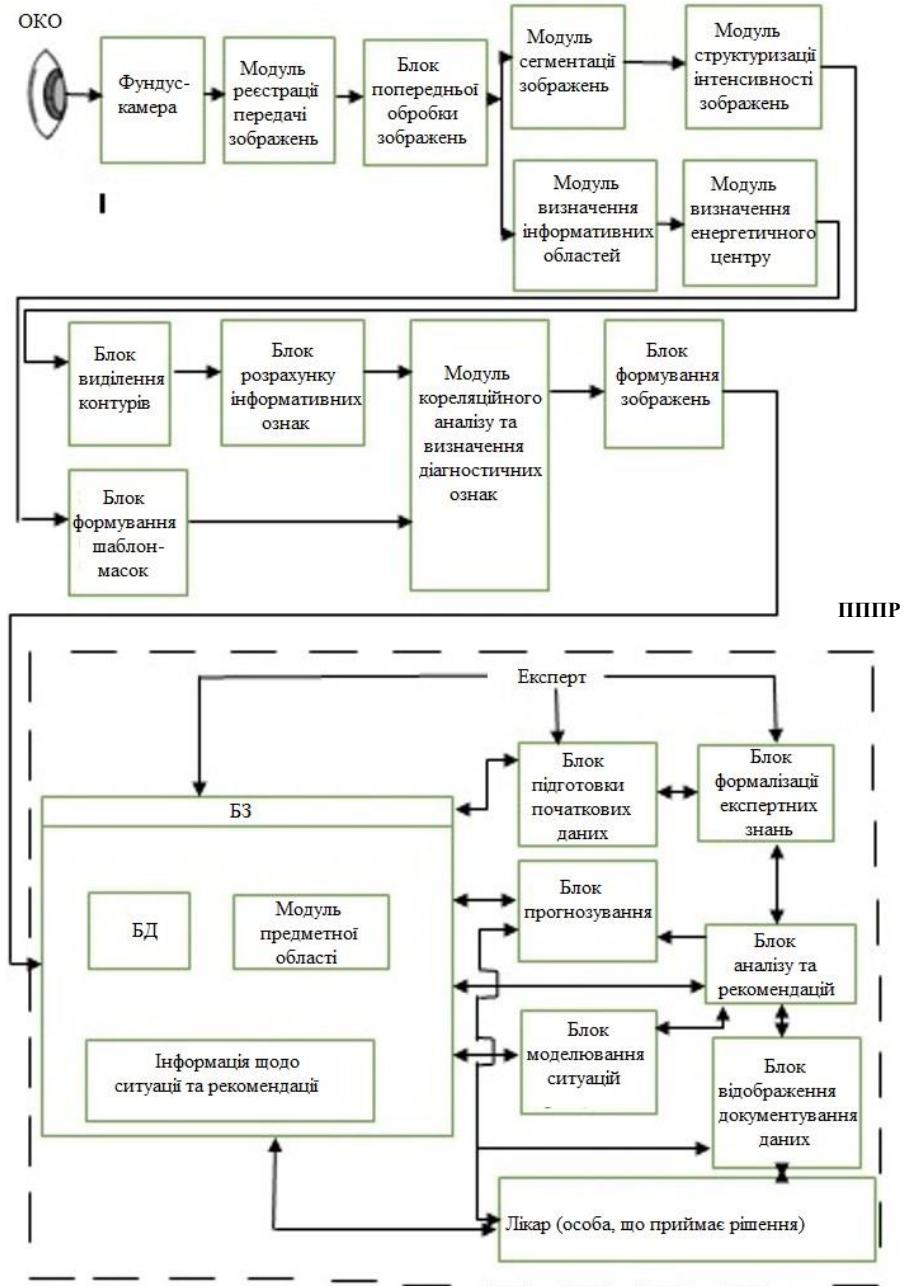


Рисунок 6 – Структурна схема системи для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень судин очного дна

Для реалізації роботи системи для оцінювання біомедичних зображень в контексті реалізації розробленої системи модифіковано схему алгоритму опрацювання біомедичної інформації (рис. 7).



Рисунок 7 – Схема алгоритму роботи системи для оцінювання мікроциркуляції судин ока

ПРИКЛАД ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Для проведення досліджень були відібрані хворі, у яких не було захворювань кон'юнктиви, спроможних змінювати мікроциркуляторні показники (кон'юнктивіти, склеротичні та рубцеві зміни кон'юнктиви тощо). Другою вимогою до формування групи була відсутність захворювань, які можуть викликати системні порушення мікроциркуляції (серцева недостатність, цукровий діабет, колагенози, анемії, капіляропатії тощо).

Дослідження стану мікроциркуляції кон'юнктиви ока дає можливість оцінювати з високою інформативністю зображення, які відображають норму та патологічні випадки при діагностиці захворювань кон'юнктиви ока. Проведено експериментальні дослідження отриманих показників мікроциркуляції за допомогою розробленої системи при діагностуванні нормального стану ока та при виявленні патологій.

Далі наведено основні етапи опрацювання структурних змін біомедичних зображень, які проводилися на кафедрі очних хвороб ВНМУ ім. М.Пирогова. Введення біомедичного зображення мікроциркуляції судин кон'юнктиви ока (рис. 8).

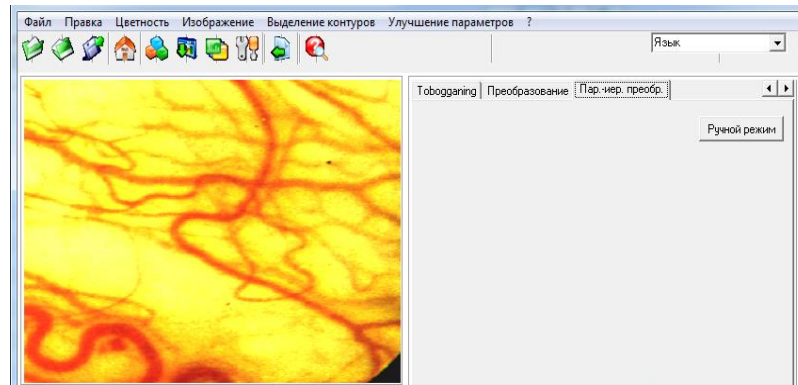


Рисунок 8 – Введення біомедичного зображення мікроциркуляції судин кон'юнктиви ока

Фільтрація біомедичного зображення мікроциркуляції судин кон'юнктиви ока та виділення контурів за допомогою одного з фільтрів Кірша, Робертса, Собела, Уоллеса та SUSAN (рис. 9).

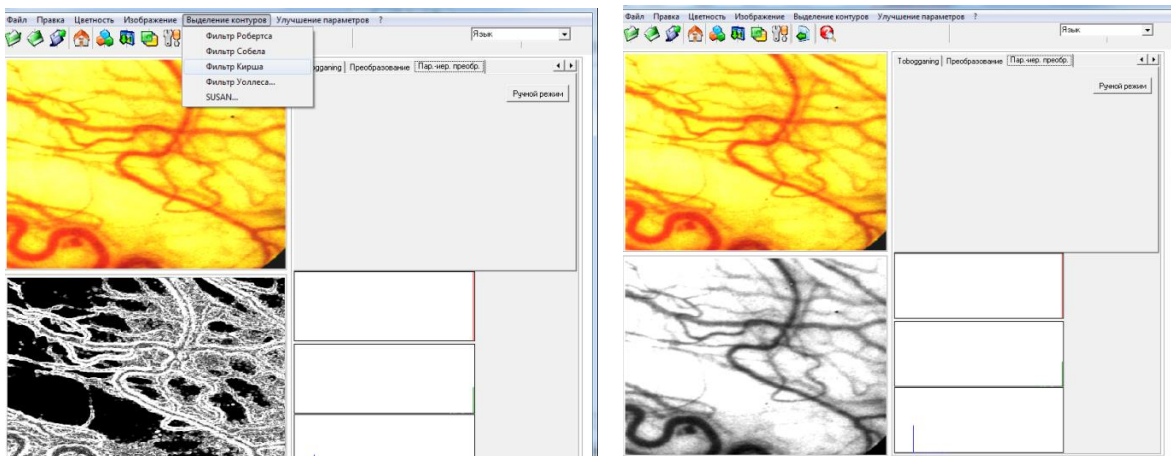


Рисунок 9 – Процедури фільтрації біомедичного зображення мікроциркуляції судин кон'юнктиви ока та виділення контурів

Формування препарату еталона за допомогою паралельно-ієрархічного перетворення (рис. 10). Цей етап дозволяє порівнювати зображення по препаратах еталону.

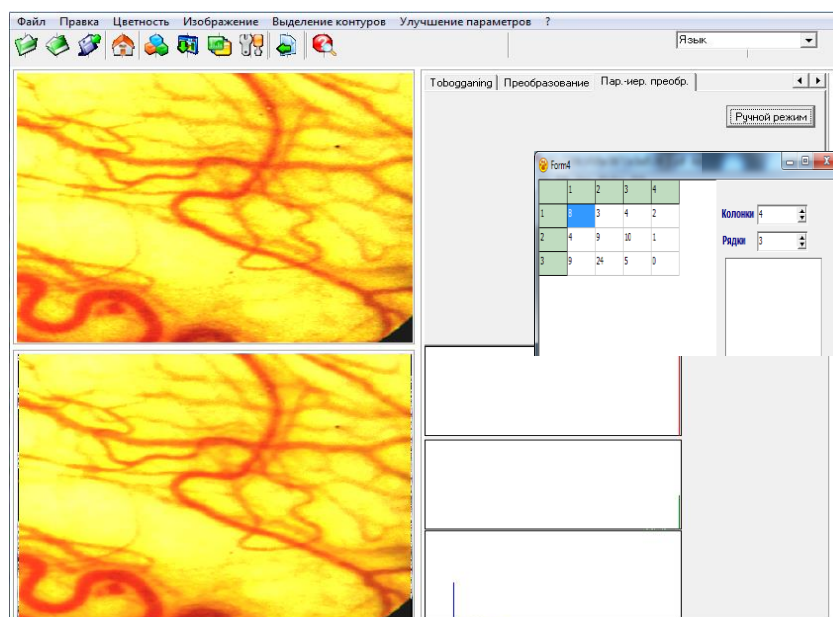


Рисунок 10 – Формування препарату еталона

Формування препарату еталона відбувається в такій послідовності: аналізуються сусідні відліки та формуються маски відліків; порівнюються тільки ті відліки, які є заповненими; формується масив, який вважається еталонним. Це дозволяє підвищити точність та достовірність діагностування офтальмологічних захворювань.

1. Етап виконання процедур «грубого-точного» оцінювання координат біомедичних об'єктів на прикладі мікроциркуляторного русла судин кон'юнктиви ока з використанням методу прямого-паралельно ієрархічного перетворення та визначення енергетичного центру інформативної ділянки.

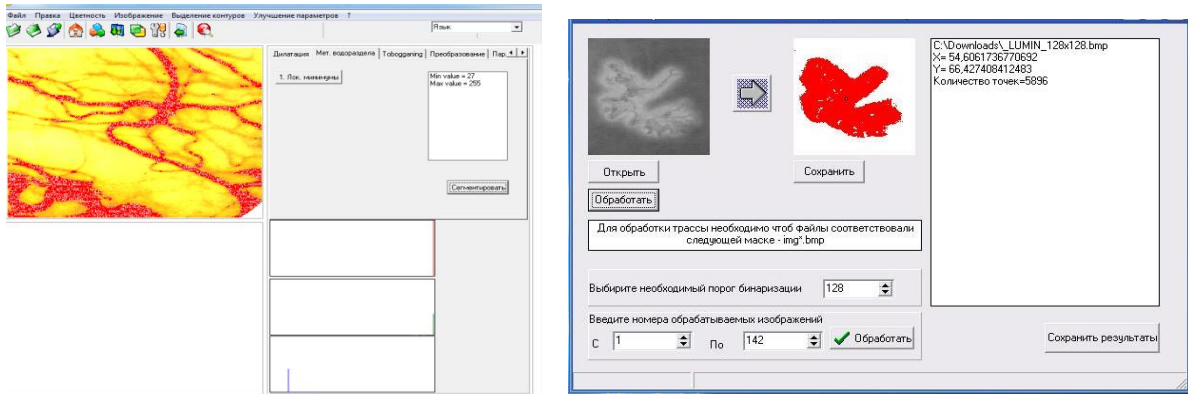


Рисунок 11 – Виконання процедур «грубого-точного» оцінювання координат біомедичних об'єктів мікроциркуляторного русла судин кон'юнктиви ока

Виведення діагностичних ознак стану мікроциркуляторного русла судин біомедичного зображення (рис. 12).

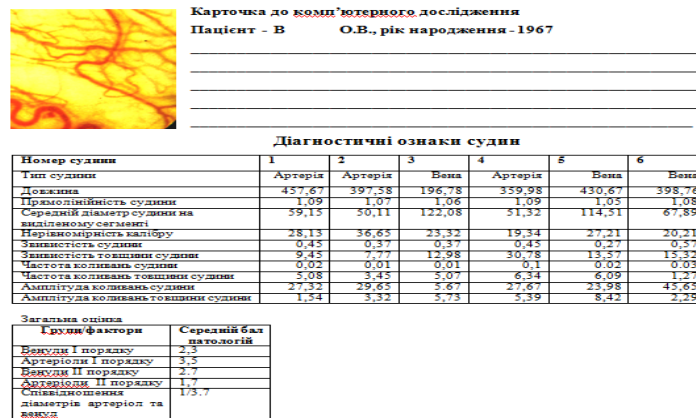


Рисунок 12 – Приклад виведення діагностичних ознак стану мікроциркуляторного русла судин біомедичного зображення

ВИСНОВКИ

Таким чином, розроблена оптико-електронна система для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень дозволяє проводити оцінювання стану судин та визначення кон'юнктивального індексу за рахунок розрахунку інформативних діагностичних ознак біомедичних зображень. Удосконалено метод автоматичного вибору порогу градієнтного фільтра, що базується на використанні даних, які подаються градієнтними методами і забезпечують визначення оптимального порогу, що підвищує достовірність прогнозування швидкості динамічних змін біомедичних зображень і визначає оптимальний рівень порогу в умовах динамічних збурюючих факторів. Система дозволяє проводити оцінювання стану судин та визначення кон'юнктивального індексу за такими показниками: співвідношення діаметрів артерій і відповідних венул; нерівномірності калібру; меандричні звистості; мікроаневризми; клубочки; сітковидні структури судин; зміни кількості функціонуючих капілярів; артеріоло-венулярні анастомози; крововиливи; периваскулярні набряки; сладж-феномени; мікротромби.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Pavlov S.V. Methods and computer tools for identifying diabetes-induced fundus pathology // S.V. Pavlov, T.A. Martianova, Y.R. Saldan, and etc. // Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 87-99.
2. S. V. Pavlov; V. B. Vassilenko; I. R. Saldan; D. V. Vovkotrub; A. A. Poplavskaya, et al. Methods of processing biomedical image of retinal macular region of the eye, Proc. SPIE 9961, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces V, 99610X (September 26, 2016); doi:10.1117/12.2237154.
3. Virgil G., Menchiri F., Murro V. et al. Optical coherence tomography (OCT) for detection of macular oedema in patients with diabetic retinopathy//Cochrane database Syst Rev. – 2011. – Issue.7. – Cd00081. – DOI:10.1002/1465158.pub.2.
4. Н.Н. Бойкова Офтальмология: учебное пособие – Москва РИОР, 2007. – 320 с.
5. Tadrous P. J. Methods for imaging the structure and function of living tissues and cells. I. Optical Coherence Tomography / P. J. Tadrous // J. Pathol. 2000.-Vol. 191.-P. 115-119.
6. Выдров А.С. Современные классификации заболеваний органа зрения [Учебно-методические рекомендации] / А.С. Выдров, А.Л. Штилерман // ГОУ ВПО АМУРСКАЯ ГОСУДАРСТВЕННАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ – Благовещенск, 2010. – 9
7. Rothman AL, Tran-Viet D, Vajzovic L, et al. Functional outcomes of young infants and without macular edema. – Retina. – 2015;63:432-437.
8. Chidambara L, Jayadev C, Mangalesh S, et. al. Correlation of spectral-domain optical coherence tomography with fundus fluorescein angiography in an infant with retinal hamartomas. – Eur J Ophtbalmor. – 2015;25:106-107.
9. Rotshtein A. Design and Tuning of Fussy IF – THEN Vuley for Medical Didical Diagnosis. Fussy and Neuro-Fussy Systems in Medicine (Eds: N. Teodorescu, A. Kandel, I. Lain.). - USA. CRC-Press, 1998, pp. 235-295.
10. D. R. Matsunaga, J. J. Yi, L. O. De Koo, H. Ameri, C. A. Puliafito, and A. H. Kashani, “Optical coherence tomography angiography of diabetic retinopathy in human subjects,” – Ophthalmic Surgery Lasers and Imaging Retina, vol. 46, no. 8, pp. 796–805, – 2015.
11. Güler E., Totan Y., Güragaç F. B. Intravitreal bevacizumab and dexamethasone implant for treatment of chronic diabetic macular edema. *Cutaneous and Ocular Toxicology*. – 2017;36(2):180–184. doi: 10.3109/15569527.2015.1127254.
12. Akıncioğlu D., Küçükcilioğlu M., Durukan A. H., Aykaş S., Ayyıldız Ö., Erdurman F. C. Outcomes of intravitreal dexamethasone implant in the treatment of recalcitrant diabetic macular edema. *Türk Oftalmoloji Dergisi*. – 2017;47(5):274–278. doi: 10.4274/tjo.28863.
13. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
14. Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. Information Technology in Medical Diagnostics II. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
15. S. V. Pavlov; V. B. Vassilenko; I. R. Saldan; D. V. Vovkotrub; A. A. Poplavskaya, et al. Methods of processing biomedical image of retinal macular region of the eye, Proc. SPIE 9961, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces V, 99610X (September 26, 2016).

REFERENCES

1. Pavlov S.V. Methods and computer tools for identifying diabetes-induced fundus pathology // S.V. Pavlov, T.A. Martianova, Y.R. Saldan, and etc. // Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 87-99.
2. S. V. Pavlov; V. B. Vassilenko; I. R. Saldan; D. V. Vovkotrub; A. A. Poplavskaya, et al. Methods of processing biomedical image of retinal macular region of the eye, Proc. SPIE 9961, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces V, 99610X (September 26, 2016); doi:10.1117/12.2237154.
3. Virgil G., Menchiri F., Murro V. et al. Optical coherence tomography (OCT) for detection of macular oedema in patients with diabetic retinopathy//Cochrane database Syst Rev. – 2011. – Issue.7. – Cd00081. – DOI:10.1002/1465158.pub.2.
4. N.N. Boykova. Oftalmologia: uchebnoe posobie – Moskva, RIORP, 2007. – 320 s.
5. Tadrous P. J. Methods for imaging the structure and function of living tissues and cells. I. Optical Coherence Tomography / P. J. Tadrous // J. Pathol. 2000.-Vol. 191.-P. 115-119.
6. Vydov A.S. Sovremennye klassifikatsii zabolevaniy organa zreniya / A.S Vydov, A.L. Shtilerman // GOU VPO Amurskaya gosudarstvennaya meditsinskaya akademiya – Blagoveshensk, 2010. – 9 s.
7. Rothman AL, Tran-Viet D, Vajzovic L, et al. Functional outcomes of young infants and without macular edema. – Retina. – 2015;63:432-437.

8. Chidambara L, Jayadev C, Mangalesh S, et. al. Correlation of spectral-domain optical coherence tomography with fundus fluorescein angiography in an infant with retinal hamartomas. – Eur J Ophtbalmor. – 2015;25:106-107.
9. Rotshtein A. Design and Tuning of Fussy IF – THEN Vuley for Medical Didical Diagnosis. Fussy and Neuro-Fussy Systems in Medicine (Eds: N. Teodorescu, A. Kandel, I. Lain.). - USA. CRC-Press, 1998, pp. 235-295.
10. D. R. Matsunaga, J. J. Yi, L. O. De Koo, H. Ameri, C. A. Puliafito, and A. H. Kashani, “Optical coherence tomography angiography of diabetic retinopathy in human subjects,” – Ophthalmic Surgery Lasers and Imaging Retina, vol. 46, no. 8, pp. 796–805, – 2015.
11. Güler E., Totan Y., Güragaç F. B. Intravitreal bevacizumab and dexamethasone implant for treatment of chronic diabetic macular edema. *Cutaneous and Ocular Toxicology*. – 2017;36(2):180–184. doi: 10.3109/15569527.2015.1127254.
12. Akıncıoğlu D., Küçükevcilioğlu M., Durukan A. H., Aykaş S., Ayyıldız Ö., Erdurman F. C. Outcomes of intravitreal dexamethasone implant in the treatment of recalcitrant diabetic macular edema. *Türk Oftalmoloji Dergisi*. – 2017;47(5):274–278. doi: 10.4274/tjo.28863.
13. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
14. Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. Information Technology in Medical Diagnostics II. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.
15. S. V. Pavlov; V. B. Vassilenko; I. R. Saldan; D. V. Vovkotrub; A. A. Poplavskaya, et al. Methods of processing biomedical image of retinal macular region of the eye, Proc. SPIE 9961, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces V, 99610X (September 26, 2016).

Надійшла до редакції: 11.06.2019

ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ – д.т.н., професор, проректор з наукової роботи, професор кафедри біомедичної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

БАБЮК НАТАЛІЯ ПЕТРІВНА – к.т.н., доцент кафедри програмного забезпечення, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

ЗЛЕПКО СЕРГІЙ МАКАРОВИЧ – д.т.н., професор, завідувач кафедрою біомедичної інженерії, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

САЛДАН ЙОСИП РОМАНОВИЧ – д.м.н., професор кафедри очних хвороб, Вінницький національний медичний університет ім. М.Пирогова, Вінниця, Україна

АБРАМЕНКО ЛЮДМИЛА ВОЛОДИМИРІВНА – магістр, науковий співробітник кафедри телекомунікаційних технологій та автоматики, Державний університет інфраструктури та технологій, Київ, Україна