

УДК 681.5:613

Н.П. БАБЮК, С.В. ПАВЛОВ, П.Ф. КОЛІСНИК, ЯН ЛУНІНЬ

ОСОБЛИВОСТІ КОМП'ЮТЕРНОГО АНАЛІЗУ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ КОН'ЮНКТИВИ ОКА

Вінницький національний технічний університет

21021, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна, E-mail: babiuk@vntu.edu.ua

Вінницький національний медичний університет ім. М. Пирогова

Анотація. Проведено аналіз, який показав, що задача створення системи оцінювання біомедичних зображень патологій судин ока людини є актуальною і такою, що потребує свого вирішення, оскільки існуючі методи та системи оцінювання, а також існуючі методи оброблення біомедичних зображень не задовольняють сучасним вимогам до подібних систем за точністю, достовірністю оброблення біомедичних зображень, що призводить до виникнення помилок при постановці діагнозу в офтальмологічних дослідженнях. Результати проведеного порівняння ефективності алгоритмів Кірша, Собела, Робертса, Уоллеса, SUSAN для оброблення біомедичних зображень за сукупністю сформованих інформаційних діагностичних ознак найбільш інформативними для сегментації зображень є алгоритми на основі фільтрації Кірша та нелінійного фільтра Собела. Розроблено систему для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень, яка дозволяє проводити оцінювання стану судин та визначення кон'юнктивального індексу за такими показниками: співвідношення діаметрів артеріол і відповідних венул; нерівномірності калібру; меандричні звивистості; мікроаневризми; клубочки; сітковидні структури судин; зміни кількості функціонуючих капілярів; артеріоло-венулярні анастомози; крововиливи; периваскулярні набряки; сладж-феномени; мікротромби.

Ключові слова: біомедичні зображення, інформаційні діагностичні ознаки, цифрова обробка зображень, мікросудини, мікроциркуляторне русло

Abstract. An analysis was carried out, which showed that the task of creating a system for evaluating biomedical images of pathologies of the vessels of the human eye is relevant and needs to be solved, since the existing methods and systems of evaluation, as well as the existing methods of processing biomedical images do not meet the modern requirements for such systems in terms of accuracy, the reliability of processing biomedical images, which leads to the occurrence of errors in the diagnosis in ophthalmological studies. The results of the comparison of the effectiveness of the Kirsch, Sobel, Roberts, Wallace, SUSAN algorithms for processing biomedical images based on the set of information diagnostic features formed are the most informative for image segmentation, the algorithms based on Kirsch filtering and the nonlinear Sobel filter. A system has been developed for evaluating dynamic changes in biomedical images, which allows to evaluate the state of blood vessels and determine the conjunctival index based on the following indicators: the ratio of the diameters of arterioles and corresponding venules; caliber irregularities; meander windings; microaneurysms; glomeruli; reticular structures of vessels; changes in the number of functioning capillaries; arteriolo-venular anastomoses; hemorrhages; perivascular edema; sludge phenomena; microthrombi

Key words: biomedical images, informational diagnostic features, digital image processing, microvessels, microcirculatory channel

DOI:10.31649/1681-7893-2021-42-2-53-65

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.

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, CasMedicalSystem, Micromed і т.д. [1, 2, 3]

Дослідження, які представлені в 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 [4, 5, 6].

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 [7, 8, 9].

ОЗНАКИ, ЯКІ ХАРАКТЕРИЗУЮТЬ СТАН МІКРОЦИРКУЛЯЦІЇ СУДИН ОКА

Біомедичні зображення, особливо очного дна людини, містять в собі інформацію про судинні, офтальмологічні і, навіть системні захворювання, такі як діабет, гіпертонія, артеріосклероз. Порушення мікроциркуляції у судинах сітківки і зорового нерву призводить до локальної ішемії (недостача кровопостачання) та незворотних змін тканин ока, що в свою чергу, загрожує сліпотою або слабким зором. Тому за останні десятиліття дослідження механізмів локальної регуляції мікроциркуляції ока стало одним із пріоритетних напрямків офтальмології.

Окрім використання у потужних інформаційних технологіях моніторингу, цифровий аналіз зображень мікроциркуляції судин ока здатен допомогти в оцінюванні ступеню важкості патології ока [5, 10, 11]. Оскільки очне дно є єдиною в організмі ділянкою, де судинна система у повному обсязі доступна прямому неінвазивному огляду, можливим є діагностування різноманітних змін морфології судин та порушення мікроциркуляції за отриманими зображеннями.

Біомедичні зображення двох ділянок ока – очного дна та бульбарної кон'юнктиви – дають можливість прижиттєвого дослідження мікроциркуляторного русла (МЦР). Кількісна оцінка стану кровотоку в ірзних тканинах ока, реакція судинного русла на терапевтичний вплив, зміна резервів мікроциркуляторного гомеостазу має важливе значення для лікування і профілактики судинних захворювань органа зору і оцінювання ураження МЦР. Аналіз показав, що приблизно 3-4 однотипних види змін різних судин і різноманітні комбінації зустрічаються як при найбільш розповсюджених захворюваннях, так і при більшості інших. Це дозволяє використовувати уніфіковані діагностичні засоби для аналізу різноманітних судинних патологій (таблиця 1).

Серед всіх запропонованих бальних систем оцінювання (Гельжиніс Р., Волков В.С., Дорогой А.П., Куликов В.В., Малая Л.Т., Шульгіна Н.Б., Царьова Н.Н., Moricke R.) найбільш популярною вважається система оцінювання по Малой Л.Т. (таблиця 2). В її основу покладено спробу кількісно охарактеризувати ступінь відхилення основних показників мікроциркуляції від умовно прийнятої норми, яка відображена в балах [5, 10, 11]. Залежно від ступеня вказаних змін отримують певну кількість балів, на основі якої розраховують кон'юнктивальний індекс. Величину кон'юнктивального індексу розглядають, як показник для оцінювання ступеня порушень мікроциркуляторної системи [5, 6, 7].

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

Таблиця 1

Характерні для різних захворювань ознаки зміни кровоносних судин [10, 11]

Види захворювань	Характерні ознаки змін судин
Атеросклероз магістральних судин головного мозку та очних судин	Нерівномірні звуження судин, випрямлення судин, малий кут розгалуження судин. Переважні зміни вен сітківки: вени розширені, нерівномірний калібр. Артерії змінені мало.
Артеріальна гіпертензія	Нерівномірне звуження артерій та нерівномірне розширення вен, підвищена звивистість артерій, зміна співвідношення діаметру артерій та вен.
Гіпертонічна хвороба	Звуження і розширення артерій та вен, нерівномірність калібру артерій, штопоровидна звивистість вен. У хворих перетяжки на артеріях.
Цукровий діабет	Нерівномірність діаметру вен і капілярів, звивистість вен, зміна кута розгалуження судин.
Старіння	Звуження артерій, їх випрямлення, нерівномірність калібру артерій.
Атрофія зорового нерву	Судини звужені
Перифлебінг сітківки	Розширення, звивистість, уривчастість вен
Лейкоз	Розширення вен сітківки, ангіопатія у вигляді звивистості, за ходом судин сітківки фіксуються білясті смуги

Для оцінювання кон'юнктивального індексу вибираються такі показники: співвідношення діаметрів артеріол і відповідних венул; нерівномірність калібру; меандрична звивистість; мікроаневризми; клубочки; сітководна структура судин; зміна кількості функціонуючих капілярів; артеріоло-венулярні анастомози; крововиливи; периваскулярні набряки; сладж-феномен; мікротромби. які характеризуються такі порушення як; зміни судин; позасудинні зміни; внутрішньо-судинні зміни.

Таблиця 2

Модифікована система критеріїв кількісної оцінювання стану кон'юнктивальної мікрогемодинаміки за системою Малої Л.Т. [46]

Локалізація порушень	Критерій	Градація критеріїв	Бали	Можлива кількість балів	
Зміни судин	Співвідношення діаметрів артеріол і відповідних венул	А – 1:3–1:5	1	3	
		Б – 1:6 та менше	3		
		В – неможливо визначити	3		
	Порушення паралелізму судин	Нерівномірність калібру	–	1	1
		Меандрична звивистість	–	1	1
		Венулярнісакуляції	–	1	1
		Мікроаневризми	–	1	1
		Мережеподібна структура судин	–	2	2
		Клубочки	–	1	1
		Зміна кількості функціонуючих капілярів	А – збільшена	1	3
Б – різко зменшена			3		
Артеріоло-венулярні анастомози		–	2	2	
Позасудинні зміни	Периваскулярний набряк	–	1	1	
	Крововиливи	–	1	1	
	Гемосидероз	–	1	1	
Внутрішньо-судинні зміни	Сладж-феномен	А – венули	1	6	
		Б – капіляри	2		
		В – артеріоли	3		
	Мікротромби	–	3	3	

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

Оцінювання мікроциркуляції може спрощуватись до кількісного інтегрального критерію співвідношення кількості артеріальної та венозної крові в досліджуваній ділянці, який узагальнює всі критерії оціночної системи. Переважання кількості венозної крові вказує на неспроможність артеріальної ділянки або нездатність всієї серцево-судинної системи забезпечити певну рівновагу між потребою в артеріальній крові і можливостями органної чи системної гемодинаміки.

Найбільш універсальною є класифікація змін мікроциркуляції судин кон'юнктиви по Bloch-Ditzel в модифікації Богоявленського [5, 10]:

- 0.0. - нормальний безперервний кровообіг в артеріолах і венулах;
- +.+. - невизначене порушення з початковою агрегацією еритроцитів;
- 1.1. - редукція кровообігу і агрегація в артеріолах діаметром до 15мкм і венулах до 30 мкм;
- 2.2. - ті ж зміни в артеріолах і венулах середнього діаметру;
- 3.3. - утворення великих еритроцитарних агрегатів, затримка кровообігу на 2-3 сек. і розшарування кровотоку;
- 4.4. - утворення агрегатів діаметром до 100 мкм в крупних артеріолах і венулах, зупинка кровообігу в деяких мікросудинах, розшарування кровотоку, поява псевдотромбів.

Зміни капілярів оцінюються по такій шкалі: КО - безперервний кровотік; К1 – намисто-подібний кровотік; К2 - перервний штрих-пунктирний кровотік, поява "гойдальних" змін кровотоку; К3 - запустіння, тромбоз мікросудин.

В основі кількісних методик для оцінювання мікроциркуляції ока лежить принцип вимірювання лінійної швидкості кровотоку, що при одночасному вимірюванні перерізу судини в точці вимірювання швидкості дозволяє визначити об'ємний кровотік (за допомогою методу вимірювання часу проходження флюоресцуючої солі натрія, визначення розсіяного на червоних і білих кров'яних клітинах лазерного світла) [10].

На теперішній час склалося дві моделі вивчення мікроциркуляції судин, які можна умовно найменувати «реологічна» і «геометрична», основні порівняльні характеристики яких наведено у таблиці 3..

Таблиця 3

Дві моделі вивчення мікроциркуляції крові в судинах [8]

	РЕОЛОГІЧНА	ГЕОМЕТРИЧНА
Основний вимірюваний параметр	Лінійна і об'ємна швидкість току крові	Комплексна геометрія стовбуру судини
Переваги	Однозначність фізіологічного трактування вимірювань	Стандартна апаратура для діагностичних зображень
Недоліки	Необхідна складна, дорога і багатофункціональна апаратура, висока чутливість до точності вимірювань діаметру	Непряма кореляція змінюваного параметра і фізіології току крові
Вимірювання діаметру судини	В перетині, що проходить через точку вимірювання швидкості в момент вимірювання	Як у будь-якому заданому перетині, так і впродовж, із функцією нерівномірності
Переваги	Висока точність при лазерному скануванні	Абсолютна точність вимірювання діаметру некритична, важливим є його відносне відхилення
Недоліки	Вимагається висока стандартизація умов отримання зображення для співставлення вимірювань	
Переваги	Просто встановити значення норми	Норма визначається експериментальним шляхом
Недоліки	Вузький діапазон значень, що вимагає високої точності вимірювання	Норма визначається експериментальним шляхом
Практичне призначення вимірюваного параметру	У повсякденній діагностичній практиці ніколи не застосовувалась	В наявності є клінічно підтверджені і ясні якісні описи вимірюваних параметрів при різних захворюваннях

У роботі [11] відмічено, що в ідеалі оцінка судинного русла сітківки повинна виконуватися за трьома напрямками: аналіз ходу і калібру судин (ангіоархітектоніка), оцінка швидкості і характеру кровотоку і визначення ступені насичення крові киснем. Кількісні параметри, такі як швидкість току крові, фактично не використовуються на практиці, однак широко використовуються звивистість судини, нерівномірність калібру, чіткість вен, прямолінійність судин, що пов'язані із геометрією судин.

МЕТОД ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

Найпростішою формою сприйняття інформації про оптичні властивості біомедичного об'єкта, що відображають його зовнішню форму, детальність, структуру, а іноді і деякі інші характеристики, є візуальне спостереження. Зображення об'єкта створюється в оці кристаликом на сітківці, що складається із мільйонів світлочутливих клітин-рецепторів, в результаті перетворень світлової енергії в хімічну.

У системах цифрового оброблення (СЦО) зображення, зокрема біомедичне, представляється розподілом енергії джерела світлового випромінювання за просторовими координатами X, Y , часу t і довжинами хвиль, як функція $F = f(x, y, t, l)$ [5].

Енергія випромінювання пропорційна квадрату амплітуди електромагнітного поля, отже, представляє собою додатну дійсну величину, обмежену зверху величиною рівня насичення формуючої системи $A \geq f(x, y, t, l) \geq 0$, де A – максимальна яскравість зображення.

Кінцеві розміри сприйнятого рецепторного поля також накладають обмеження і на розміри формованого зображення. Із метою спрощення вважатимемо, що зображення задано лише в прямокутній ділянці, для якої $-Lx \geq x \geq Lx$ і $-Ly \geq y \geq Ly$. У більшості СЦО після формуючої підсистеми зображення являє собою плоске однокольорове статичне зображення $f(x, y)$.

Зображення можуть бути представлені у векторному та растровому вигляді. Векторним називається зображення, що описується у вигляді набору графічних примітивів. Растрові ж зображення являють собою двовимірний масив, елементи якого (пікселі) містять інформацію про яскравість і колір. В цифровій обробці використовуються растрові зображення.

Напівтонове зображення складається із елементів, які можуть приймати одне із значень інтенсивності будь-якого одного кольору. Це один із найбільш поширених типів зображень, який застосовується при різного роду дослідженнях. У більшості випадків використовується глибина кольора 8 біт на елемент зображення.

У СЦО зображень надходять масиви чисел, що представляють собою дискретні відліки яскравості, де значення функції в цих відліках замінюються квантовими за рівнями величинами. Однак, при цьому неминучими є похибки, що пов'язані із вибором кроку дискретизації і числа рівнів квантування [5]. У деяких випадках контрастність вихідного зображення об'єкта дозволяє обійтись всього двома рівнями квантування сигналу яскравості, що дає бінарну матрицю $F(i, j)$.

Будь-який об'єкт чи образ, що підлягає розпізнаванню, володіє рядом відмінних властивостей або ознак. В рамках теорії розпізнавання зорових образів ознакою є доступна зоровому сприйняттю властивість об'єкта, що в тих чи інших ситуаціях може бути використано в розпізнавальних цілях. Очевидно, що кількість ознак, необхідна для успішного розпізнавання, залежить від розділяючої якості вибраних ознак [6, 7]. Вибір словника ознак, що використовується при побудові систем розпізнавання, є складною самостійною задачею. Тому, обираються робочі ознаки, які, із одного боку, є найбільш інформативними, а з іншого - можуть визначатися наявною вимірювальною апаратурою [6].

Деякі ознаки є природними в тому розумінні, що вони встановлюються за допомогою візуального аналізу зображення, тоді як інші, так звані штучні ознаки, отримуються в результаті його спеціального оброблення чи вимірювання. До природних ознак відносяться яскравість і текстура різноманітних частин зображення, форма контурів об'єктів. Гістограми розподілу яскравості і спектри просторових частот є штучними ознаками.

Для успішного виділення контурної лінії вихідне зображення піддається лінійній або нелінійній обробці для того, щоб підсилити перепади яскравості. Після чого виконується операція порівнювання із порогом. Вибір величини порогу є одним із ключових питань виділення контурів. За високого рівня порога не будуть виявлені структурні елементи із низьким контрастом, а при занадто низькому рівні шум буде помилково прийнятий за контур. Один із найбільш простих способів контрастування полягає у розв'язанні дискретних різниць, що є аналогічним до просторового диференціювання: підкреслення вертикальних перепадів здійснюється порядковим горизонтальним дискретним диференціюванням $G(i, j) = F(i, j) - F(i, j+1)$, а підкреслення горизонтальних перепадів - $G(i, j) = F(i, j) - F(i+1, j)$;

Підсилення високочастотного шуму і побічні явища, пов'язані із операціями дискретного диференціювання, накладають обмеження на приведені методи підвищення контрасту.

Згладжування шуму можна досягнути шляхом лінійного маскування ділянок. Але таке просторове усереднення веде до згладжування, як шумів так і перепадів. У нелінійних системах визначення контурів для контрастування застосовуються нелінійні комбінації значень яскравості елементів зображення у вікні розміром 22 або 33. Робертс [6] запропонував наступну просту нелінійну операцію двовимірного дискретного диференціювання

$$G_{(i,j)} = \sqrt{(F_{(i,j)} - F_{(i+1,j+1)})^2 - (F_{(i,j+1)} - F_{(i+1,j)})^2}$$

У результаті застосування цього оператора до півтонового зображення на контурному препараті отримується надзвичайна різкість контурів та низька зашумленість. Але для оброблення растра MN елементів потрібно виконати $6MN$ операцій.

Із метою зменшення часу отримання контурного зображення Робертсом [14, 15] була запропонована спрощена модель оператора:

$$G(I,J) = |F(I,J) - F(I+1,J+1)| + |F(I,J+1) - F(I+1,J)|.$$

При використанні цього оператора виділення контурів всього зображення виконується за $5MN$ операцій без використання таких тривалих операцій як підняття до степеня і отримання квадратного кореня. Але використання цього оператора приводить до деякої зашумленості отриманого контурного препарата, що в свою чергу призводить до ускладнення алгоритмів подальшого оброблення біомедичних зображень.

Деякі розробники [3, 14, 16] пропонують використовувати для контрастування нелінійні оператори із вікном із 33 елементів. Вираховується величина

$$G_{(i,j)} = \sqrt{X^2 + Y^2},$$

де

$$X = (F(I-1,J+1) + 2F(I,J+1) + F(I+1,J+1)) - (F(I-1,J-1) + 2F(I,J-1) + F(I+1,J-1)),$$

$$а Y = (F(I-1,J-1) + 2F(I-1,J) + F(I-1,J+1)) - (F(I+1,J-1) + 2F(I+1,J) + F(I+1,J+1)).$$

Іншим прикладом нелінійного оператора із вікном 33 елементів є оператор Кірша, що має вигляд:

$$G(I,J) = \max \{1, \max \{ |5S_i - 3T_i| \} \},$$

де $S_i = A(i) + A(i+1) + A(i+2)$ і $T_i = A(i+3) + A(i+4) + A(i+5) + A(i+6) + A(i+7)$.

Фізично значення $G(I,J)$ дає максимальне значення курсового градієнта в деякій точці зображення.

Уоллісом був запропонований логарифмічний оператор визначення перепадів яскравості [13, 14]

$$G_{(i,j)} = \frac{1}{4} \cdot \log_2 \frac{F_{(i,j)}}{F_{(i-1,j)} \cdot F_{(i+1,j)} \cdot F_{(i,j-1)} \cdot F_{(i,j+1)}}.$$

Основною перевагою цього методу є його нечутливість до мультиплікативних змін рівня яскравості елементів зображення.

Розенфельд [7, 13, 17] запропонував оператор порядкового одновимірного усереднення, що дозволяє визначати і точно локалізувати контури із придушенням шуму.

Компромісним рішенням між швидкістю і якістю отриманого контурного препарату при наявності шумів є оператор Хюккеля [6, 13, 17]. Цей оператор здатний змодельовати емпіричний елемент контуру найбільш відповідним ідеальним елементом контура у вікні визначеного розміру. Складність математичної інтерпретації алгоритму Хюккеля ускладнює його теоретичний аналіз, але дані про

експериментальне застосування цього оператора показують, що він працює достатньо добре навіть на сильно зашумлених і текстурних зображеннях.

Ряд фізіологічних досліджень показують, що критерієм, згідно якого зорова система людини виділяє контур, є величина лапласіана зображення [5, 10, 11]

$$f(x, y) = \frac{f^2(x, y)}{x^2} + \frac{f^2(x, y)}{y^2}.$$

Для дискретного зображення лапласіан має вигляд

$$G(I, J) = [(F(I, J) - F(I - 1, J)) - (F(I + 1, J) - F(I, J))] + [(F(I, J) - F(I, J - 1)) - (F(I, J + 1) - F(I, J))] = 4 * F(I, J) - (F(I - 1, J) + F(I + 1, J) + F(I, J - 1) + F(I, J + 1)).$$

Існує три основні типи помилок, що пов'язані із виділенням контура: пропуск істинних перепадів, помилкове виявлення і помилка у визначенні положення.

Проведені дослідження показали, що висока якість виявлення звичайно відповідає хорошему візуальному визначенню місцезнаходження перепаду і навпаки.

Наразі найбільшого успіху було досягнуто в розробці алгоритмів попереднього оброблення зображень, що направлена на усунення перешкод і покращення якості вихідного зображення. Більш скромні результати отримані при аналізі зображень. Однією із основних причин такого відставання є відсутність формалізації процесу вибору розмірів околиці точки при маркуванні.

Результатом того, що первинні ознаки (непохідні елементи) формуються евристично на базі вихідного зображення стало виникнення таких складностей при описі образу одновимірною послідовністю, як зміна співвідношень геометричної близькості між окремими елементами, втрата такого важливого для зорового сприйняття співвідношення як зв'язності. Іншими словами, відсутність формалізації процесу вибору властивостей, які роблять зображення єдиним цілим, а не простим набором абстрактних символів.

Таким чином, останнім часом намітився шлях обходу цієї складності – створення двовимірних грамастик, які повинні стати математичною основою розпізнавання зображень [8]. Більш логічним шляхом було б усунення тих причин, котрі породжують ці складності, а саме, розробити формальну методику вибору первинних ознак незалежно від конкретності зображення, що враховують зв'язність елементів, що складають зображення.

Вихідні елементи дискретизації не можуть слугувати елементами аналізу і опису структури образу, так як вони не містять в собі інформації про характер зв'язків у зображенні. Пошук таких мінімальних сукупностей вихідних елементів дискретизації, що здійснюється із позицій властивостей зв'язності, привів до відкриття непохідних елементів у вигляді четвірки сусідніх дискретів. Їх загальна кількість дорівнює 16 і не залежить від вигляду біомедичного зображення [6].

РЕАЛІЗАЦІЯ СИСТЕМИ ДЛЯ ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

На рисунку 1 наведено загальну схему оброблення біомедичних зображень [7]. Для кожного із процесів виділено етапи та класифіковано завдання обробки. У [8, 9, 10] наведено приклади успішного застосування цих методів під час виконання практичних завдань.

В окремих випадках методи попередньої обробки можна використовувати на етапі post обробки для подальшого застосування алгоритмів у системах штучного інтелекту.

Слід зазначити, що при обробці зображення основним завданням є покращення якості зображень. Це завдання є комплексним, і містить не лише завдання поліпшення чіткості, контрастності, усунення шуму тощо [11, 12], а й масштабування зображень.

Оскільки процес отримання графічної інформації, як правило, є багаторівневим, то доцільно виділити чотири рівні обробки та аналізу біомедичних зображень та відповідних їм інформаційних процесів (таблиця 4).

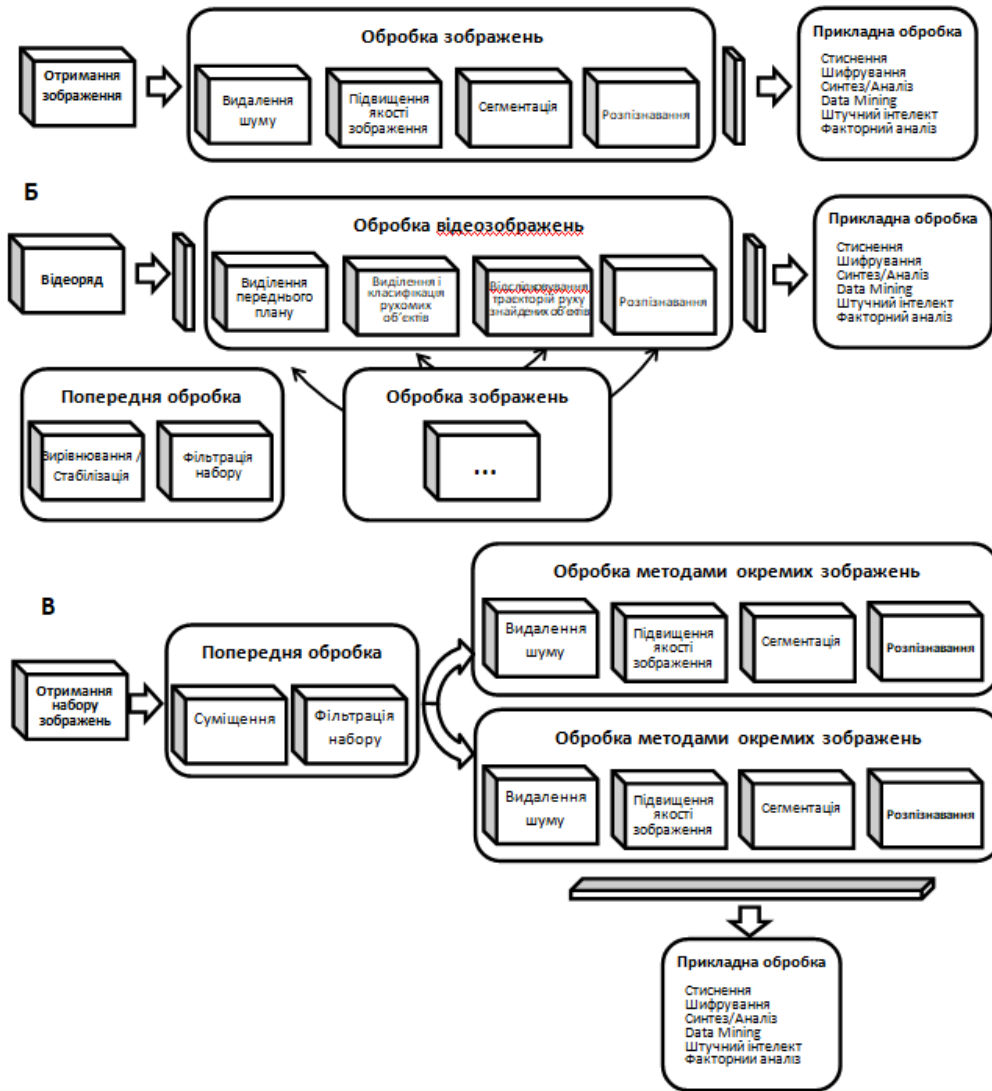


Рисунок 1 – Загальна схема оброблення біомедичних зображень: А – обробка зображень; Б – обробка окремих відеозображень; В – обробка наборів зображень [7].

Таблиця 4

Етапи обробки та аналізу біомедичних зображень [13]

	Характер обробки та аналізу БЗ	Процеси перетворення інформації	Цільове призначення рівня
1.	Попередня обробка	$R(x, y, t) \rightarrow f\{I'(x, y, t)\} \rightarrow I(x, y, t)$	Поліпшення якості зображень
2.	Сегментація (загальний і детальний аналіз)	$I(x, y, t) \rightarrow P(x, y, t)$	Аналіз зображень об'єктів
3.	Виділення й аналіз ознак	$P(x, y, t) \rightarrow C_v(x, y, t)$	Ідентифікація
4.	Класифікація	$C_v(x, y, t) \rightarrow K_v$	Рішення

де $R(x,y,t)$ – відображуюча здатність об'єкта; $I'(x,y,t)$ – зображення на виході системи формування зображень; $I(x,y,t)$ – зображення поліпшеної якості; $f\{.\}$ – оператор обробки; $P(x,y,t)$ – сукупність параметрів зображення; $C_v(x,y,t)$ – сукупність ознак, що описують v -й об'єкт; K_v – рішення на основі ознак C_v .

АЛГОРИТМІЧНЕ ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ

Структурна схема системи для обробки біомедичних зображень, яку зображено на рисунку 2 містить підсистеми, які передбачають такі етапи оброблення зображень [13]:

- отримання (введення) зображення;
- перетворення і редагування;
- виділення об'єктів або фаз на зображенні;
- проведення визначення текстурних областей та ознак ;
- збереження і друк зображень й результатів аналізу.

Одним із найбільш важливих (за цінністю отриманої інформації) та складних (за реалізацією) етапів аналізу біомедичної інформації є сегментація. Метою сегментації є скорочення об'ємів опрацьованої візуальної інформації і забезпечення можливості застосування при подальшому аналізі кожної ділянки різними методами обробки.

В дійсності, сегментація реальних біомедичних зображень являє собою складну задачу розбиття зображення на однорідні ділянки за деякими ознаками [3]. Відповідно до мети обробки та характеру початкової графічної інформації алгоритми сегментації базуються на ознаках неоднорідності або однорідності сигналу. Сегментація за ознакою неоднорідності базується на контурній інформації (контурна сегментація, локалізація, метод водорозділів, структурні методи при аналізі текстур), а за ознаками однорідності - на використанні інформації про кольорову структуру зображення (порогова сегментація, методи нарощування ділянок та ін.).

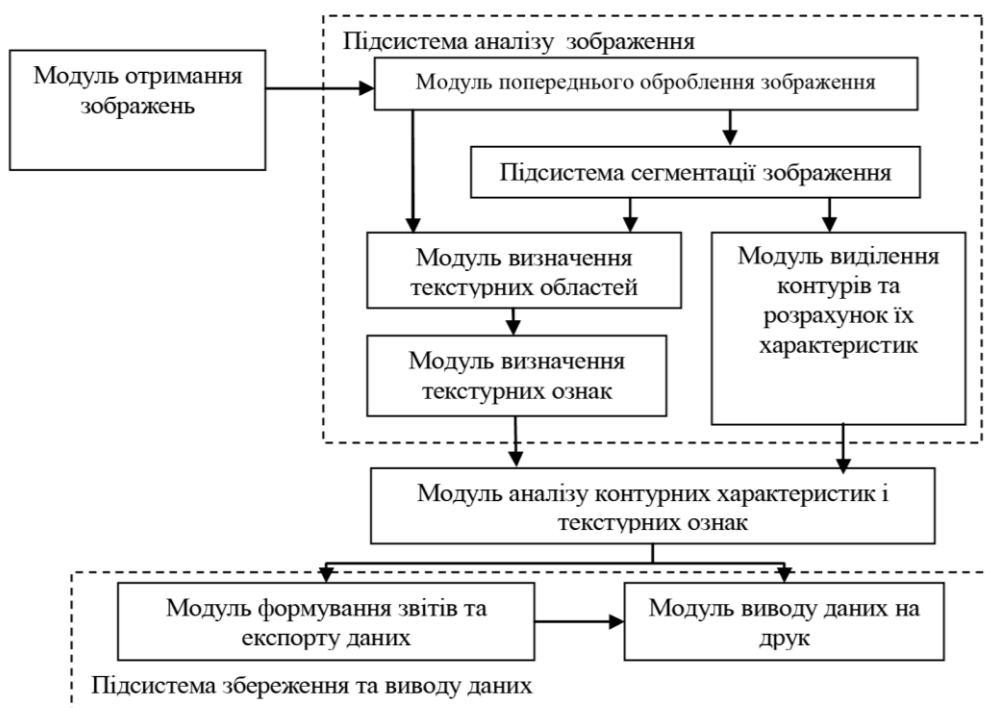


Рисунок 2 - Структурна схема системи для обробки біомедичних зображень [15]

Система оцінювання динамічних змін конфігурації біомедичних зображень призначена для проведення досліджень, кореляційного та дискримінантного аналізу даних для визначення діагностичних показників. Алгоритм оброблення біомедичної інформації наведено на рисунку 3. Він забезпечує можливість проведення необхідних досліджень шляхом проведення кореляційного та дискримінантного аналізу для формування вибірки більш інформативних ознак та оптимальної навчальної вибірки ознак за ступенем патології. Алгоритм забезпечує користувачеві можливість управляти процесом проведення досліджень. Взаємодія користувача з програмою здійснюється через систему введення-виведення, яка дозволяє зберігати і завантажувати вибірки, відображати 2D зображення, задавати параметри для роботи системи.

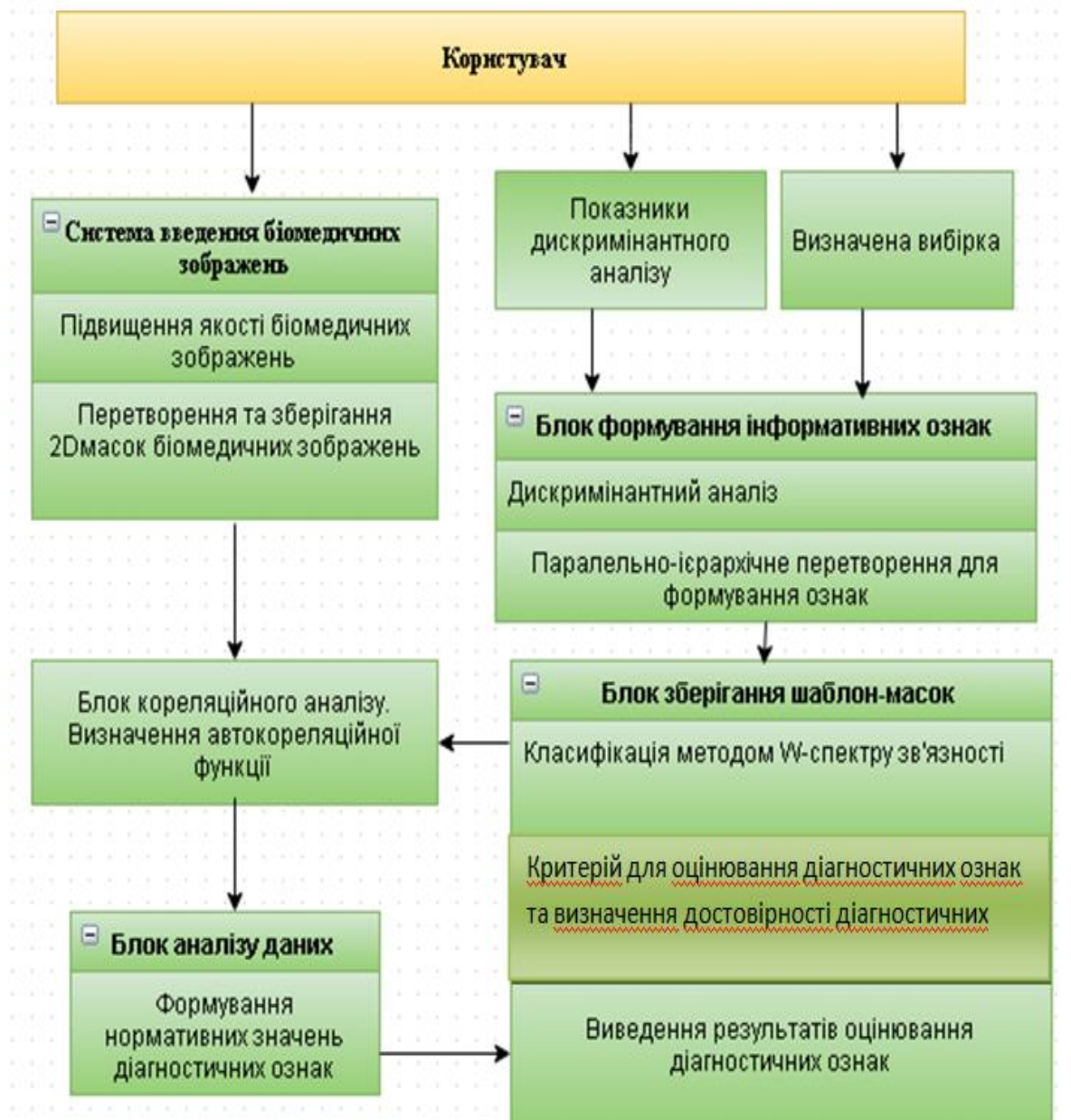


Рисунок 3 - Структура алгоритму для визначення діагностичних ознак біомедичних об'єктів

Система фільтрації проводить кластеризацію даних, розраховує критерії модальності на підставі цих даних фільтрує значення вибірки. На наступному етапі відфільтрована вибірка надходить у систему формування більш ефективних ознак, де здійснюється дискримінантний аналіз даних і визначення формул розрахунку нових ознак. У момент проведення безпосередньої діагностики зазначена система служить для формування нових ознак і вибірки з даними, призначеними для класифікації.

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 прилеглої кривої [12, 17] та розробленої програми «Аналізатор біомедичних зображень» на основі фільтра Кірша та метод на основі нелінійного фільтра Собела, інтерфейс якої представлено на рисунку 5.

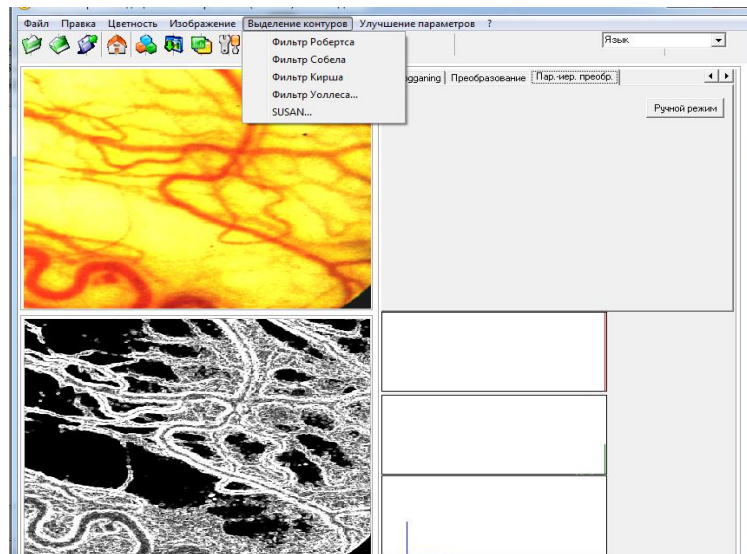


Рисунок 5 - Интерфейс программы «Анализатор биомедицинских изображений»

ВИСНОВКИ

Проведено аналіз, який показав, що задача створення системи оцінювання біомедичних зображень патологій судин ока людини є актуальною і такою, що потребує свого вирішення, оскільки існуючі методи та системи оцінювання, а також існуючі методи оброблення біомедичних зображень не задовольняють сучасним вимогам до подібних систем за точністю, достовірністю оброблення біомедичних зображень, що призводить до виникнення помилок при постановці діагнозу в офтальмологічних дослідженнях.

Показано, що незначні зміни в мікроциркуляції крові, можуть виникнути в діапазоні її фізіологічної авторегуляції в сітківці. У випадку порушення фізіологічної авторегуляції мікроциркуляції крові, в сітківці вмикається інший механізм регуляції, що призводить до зміни геометрії судин сітківки. Тому є важливим визначати на ранніх етапах невеликі зміни в геометрії судин, що свідчать про порушення механізму авторегуляції. Результати проведеного порівняння ефективності алгоритмів Кірша, Собела, Робертса, Уоллеса, SUSAN для оброблення біомедичних зображень за сукупністю сформованих інформаційних діагностичних ознак найбільш інформативними для сегментації зображень є алгоритми на основі фільтрації Кірша та нелінійного фільтра Собела.

Розроблено систему для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень, яка дозволяє проводити оцінювання стану судин та визначення кон'юнктивального індексу за такими показниками: співвідношення діаметрів артеріол і відповідних венул; нерівномірності калібру; меандричності звивистості; мікроаневризми; клубочки; сітковидні структури судин; зміни кількості функціонуючих капілярів; артеріоло-венулярні анастомози; крововиливи; периваскулярні набряки; сладж-феномени; мікротромби.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Кожем'яко В. П. Оптико-електронні методи і засоби для обробки та аналізу біомедичних зображень / Кожем'яко В. П., Павлов С. В., Станчук К. І. // Монографія – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2006. – 203 с.
2. Ильясова, Н.Ю. Анализ структуры сосудистой системы сердца методом трассировки изображений проекций / Н.Ю. Ильясова, А.О. Корепанов, А.В. Куприянов, В.Г. Баранов, А.Г. Храмов // Компьютерная оптика. – 2002. – № 23. – С. 53-57.
3. Lowell, J. Measurement of retinal vessel widths from fundus images based on 2-D Modeling / J. Lowell, A. Hunter, D. Steel, A. Basu, R. Ryder, R.L. Kennedy // IEEE Trans Med Imaging. - 2004. - Vol 3(10). - P. 1196-1204.
4. Foracchia, M. Extraction and quantitative description of vessel features in hypertensive retinopathy fundus images / M. Foracchia // Book Abstracts / 2nd International Workshop on Computer Assisted Fundus Image Analysis. - 2001. - P. 6.

5. Білінський Й. Й. Субпіксельне вимірювання геометричних параметрів сегментних елементів зображення / Білінський Й. Й. // *Методи та прилади контролю якості*. – 2007. – Вип. 19. – С. 35–39.
6. Fraz, M.M. Blood vessel segmentation methodologies in retinal images / M.M. Fraz, P. Remagnino, A. Hoppe, B. Uyyanonvara, A.R. Rudnicka, C.G. Owen, S.A. Barman // *Computer Methods Programs Biomed.* - 2012. - Vol. 108(1). - P. 407-433.
7. Staal, J.J. Ridge based vessel segmentation in color images of the retina / J.J. Staal, M.D. Abramoff, M. Niemeijer, M.A. Viergever, and B. van Ginneken // *IEEE Transactions on Medical Imaging.* - 2004. - Vol. 23(4). - P. 501-509.
8. Gelman, R. Diagnosis of Plus Disease in Retinopathy of Prematurity Using Retinal Image multiScale Analysis / R. Gelman, M.E. Martinez-Perez, D.K. Vanderveen, A. Moskowitz, A.B. Fulton // *Investigative Ophthalmology and Visual Science.* - 2005. - Vol. 46(12). - P. 4734-4738.
9. Staal, J.J. Ridge based vessel segmentation in color images of the retina / J.J. Staal, M.D. Abramoff, M. Niemeijer, M.A. Viergever, and B. van Ginneken // *IEEE Transactions on Medical Imaging.* - 2004. - Vol. 23(4). - P. 501-509.
10. Gelman, R. Diagnosis of Plus Disease in Retinopathy of Prematurity Using Retinal Image multiScale Analysis / R. Gelman, M.E. Martinez-Perez, D.K. Vanderveen, A. Moskowitz, A.B. Fulton // *Investigative Ophthalmology and Visual Science.* - 2005. - Vol. 46(12). - P. 4734-4738.
11. Hoover, A. Locating the optic nerve in a retinal image using the fuzzy convergence of the blood vessels / A. Hoover, M. Goldbaum // *IEEE Trans Med Imaging.* - 2003. - Vol. 22. - P. 951-958.
12. Рашкевич Ю. Використання теорії нечітких множин на наборі відцентрованих в межах піксела зображень для вирішення задачі підвищення роздільної здатності / Ю. Рашкевич, Д. Пелешко, А. Ковальчук, Н. Кустра // *Технічні вісті*. – 2006. – №3(24). – С. 85-88.
13. Valentina Vassilenko, Anna Poplavska, Sergiy Pavlov, and etc. "Automated features analysis of patients with spinal diseases using medical thermal images", *Proc. SPIE 11456, Optical Fibers and Their Applications 2020, 114560L (12 June 2020)*; <https://doi.org/10.1117/12.2569780/>
14. Leonid I. Timchenko, Natalia I. Kokriatskaia, Sergii V. Pavlov, and etc. "Method of indicators forecasting of biomedical images using a parallel-hierarchical network", *Proc. SPIE 11176, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2019, 111762Q (6 November 2019)*; <https://doi.org/10.1117/12.2536808>.
15. 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.
16. Pavlov Sergii, Avrunin Oleg, Hrushko Oleksandr, and etc. System of three-dimensional human face images formation for plastic and reconstructive medicine // *Teaching and subjects on bio-medical engineering Approaches and experiences from the BIOART-project Peter Arras and David Luengo (Eds.), 2021, Corresponding authors, Peter Arras and David Luengo. Printed by Acco cv, Leuven (Belgium).* - 22 P. ISBN: 978-94-641-4245-7.
17. Інтелектуальні технології в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації: монографія / [С. В Павлова, О.Г. Авруніна, С.М.Злепка, Є.В.Бодяньського та ін.]; за редакцією С.Павлова, О.Авруніна. – Вінниця: ПП «ТД «Едельвейс і К», 2019. –260 с

REFERENCES

1. 1. Kozhemyako V.P. Optical-electronic methods and tools for processing and analysis of biomedical images / Kozhemyako V.P., Pavlov S.V., Stanchuk K.I. // *Monograph - Vinnytsia: UNIVERSUM-Vinnytsia*, 2006. – 203 p.
2. 2. Ilyasova, N.Yu. Analysis of the structure of the vascular system of the heart by the method of tracing images of projections / N.Yu. Ilyasova, A.O. Korepanov, A.V. Kupriyanov, V.G. Baranov, A.G. Khramov // *Computer optics.* - 2002. - No. 23. - P. 53-57.
3. Lowell, J. Measurement of retinal vessel widths from fundus images based on 2-D Modeling / J. Lowell, A. Hunter, D. Steel, A. Basu, R. Ryder, R.L. Kennedy // *IEEE Trans Med Imaging.* - 2004. - Vol 3(10). - P. 1196-1204.
4. Foracchia, M. Extraction and quantitative description of vessel features in hypertensive retinopathy fundus images / M. Foracchia // *Book Abstracts / 2nd International Workshop on Computer Assisted Fundus Image Analysis.* - 2001. - P. 6.

5. Y. Y. Bilinskyi Subpixel measurement of geometric parameters of segmental image elements / Y. Y. Bilinskyi // Quality control methods and devices. – 2007. – Issue 19. – pp. 35–39.
6. Fraz, M.M. Blood vessel segmentation methodologies in retinal images / M.M. Fraz, P. Re- magnino, A. Hoppe, B. Uyyanonvara, A.R. Rudnicka, C.G. Owen, S.A. Barman // Computer Methods Programs Biomed. - 2012. - Vol. 108(1). - P. 407-433.
7. Staal, J.J. Ridge based vessel segmentation in color images of the retina / J.J. Staal, M.D. Abramoff, M. Niemeijer, M.A. Viergever, and B. van Ginneken // IEEE Transactions on Medical Imaging. - 2004. - Vol. 23(4). - P. 501-509.
8. Gelman, R. Diagnosis of Plus Disease in Retinopathy of Prematurity Using Retinal Image multiScale Analysis / R. Gelman, M.E. Martinez-Perez, D.K. Vanderveen, A. Moskowitz, A.B. Fulton // Investigative Ophthalmology and Visual Science. - 2005. - Vol. 46(12). - P. 4734-4738.
9. Staal, J.J. Ridge based vessel segmentation in color images of the retina / J.J. Staal, M.D. Abramoff, M. Niemeijer, M.A. Viergever, and B. van Ginneken // IEEE Transactions on Medical Imaging. - 2004. - Vol. 23(4). - P. 501-509.
10. Gelman, R. Diagnosis of Plus Disease in Retinopathy of Prematurity Using Retinal Image multiScale Analysis / R. Gelman, M.E. Martinez-Perez, D.K. Vanderveen, A. Moskowitz, A.B. Fulton // Investigative Ophthalmology and Visual Science. - 2005. - Vol. 46(12). - P. 4734-4738.
11. Hoover, A. Locating the optic nerve in a retinal image using the fuzzy convergence of the blood vessels / A. Hoover, M. Goldbaum // IEEE Trans Med Imaging. - 2003. - Vol. 22. - P. 951-958.
12. Yu. Rashkevich. Using the theory of fuzzy sets on a set of images centered within a pixel to solve the problem of increasing the resolution / Yu. Rashkevich, D. Peleshko, A. Kovalchuk, N. Kustra // Technical news. – 2006. – No. 3(24). - P. 85-88.
13. Valentina Vassilenko, Anna Poplavska, Sergiy Pavlov, and etc. "Automated features analysis of patients with spinal diseases using medical thermal images", Proc. SPIE 11456, Optical Fibers and Their Applications 2020, 114560L (12 June 2020); <https://doi.org/10.1117/12.2569780/>
14. Leonid I. Timchenko, Natalia I. Kokriatskaia, Sergii V. Pavlov, and etc. "Method of indicators forecasting of biomedical images using a parallel-hierarchical network", Proc. SPIE 11176, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2019, 111762Q (6 November 2019);<https://doi.org/10.1117/12.2536808>.
15. 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.
16. Pavlov Sergii, Avrunin Oleg, Hrushko Oleksandr, and etc. System of three-dimensional human face images formation for plastic and reconstructive medicine // Teaching and subjects on bio-medical engineering Approaches and experiences from the BIOART-project Peter Arras and David Luengo (Eds.), 2021, Corresponding authors, Peter Arras and David Luengo. Printed by Acco cv, Leuven (Belgium). - 22 P. ISBN: 978-94-641-4245-7.
17. Intellectual technologies in medical diagnosis, treatment and rehabilitation: monograph / [S. In Pavlova, O.G. Avrunina, S.M. Zlepka, E.V. Bodyanskyi, etc.]; edited by S. Pavlov, O. Avrunin. - Vinnytsia: PP "TD "Edelweiss and K", 2019. -260 p.

БАБЮК НАТАЛІЯ ПЕТРІВНА – к.т.н., доцент кафедри програмного забезпечення, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна, [e-mail: babiuk@vntu.edu.ua](mailto:babiuk@vntu.edu.ua)

ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ – д.т.н., професор кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна, [e-mail: psv@vntu.edu.ua](mailto:psv@vntu.edu.ua)

КОЛІСНИК ПЕТРО ФЕДОРОВИЧ – д.м.н., професор, зав. кафедри медичної реабілітації та медико-соціальної експертизи, Вінницький національний медичний університет ім. М. Пирогова, [e-mail: s.p.kolisnyk@gmail.com](mailto:s.p.kolisnyk@gmail.com)

ЯН ЛУНІНЬ – аспірант кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна, [e-mail: longvinyang966@gmail.com](mailto:longvinyang966@gmail.com)