

Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет

**ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНА СИСТЕМА
ОЦІНЮВАННЯ ДИНАМІЧНИХ ЗМІН
БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ**

Монографія

Вінниця
ВНТУ
2024

УДК 681.5:613

I-57

Рекомендовано до видання Вченою радою Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол № 15 від 25.06.2024 р.)

Автори:

**Н. П. Бабюк, С. В. Павлов, П. Ф. Колісник,
О. Ж. Мамирбаєв, Ж. Ж. Ажибекова**

Рецензенти:

О. Г. Аврунін – доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки МОН України

Н. В. Тітова – доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри біомедичної інженерії Національного університету «Одеська Політехніка» МОН України

Інтелектуалізована система оцінювання динамічних змін біомедичних зображень : монографія [Електронний ресурс] / Н. П. Бабюк, С. В. Павлов, П. Ф. Колісник, О. Ж. Мамирбаєв, Ж. Ж. Ажибекова. – Вінниця : ВНТУ, 2024. – 134 с.

ISBN 978-617-8163-18-1

Монографію присвячено подальшому розвитку систем для оцінювання динамічних змін шляхом аналізу біомедичних зображень, що дозволяє автоматизувати етапи діагностики і здійснювати кількісний моніторинг патологічних змін судин. На основі розроблених теоретичних положень реалізовано систему для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень очного дна.

Сформульовано рекомендації щодо створення системи для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень на прикладі визначення стану мікроциркуляції крові в судинах очного дна, показники якої дозволяють оцінювати адекватність дій щодо аналізу цифрових біомедичних зображень очного дна.

Розрахована на науковців, аспірантів, студентів спеціальностей «Лазерна та оптоелектронна техніка» та «Біомедична інженерія».

УДК 681.5:613

ISBN 978-617-8163-18-1

© Н. П. Бабюк, С. В. Павлов, П. Ф. Колісник,
О. Ж. Мамирбаєв, Ж. Ж. Ажибекова, 2024

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	6
ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1	
АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ ДЛЯ ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ В ОФТАЛЬМОЛОГІЇ.....	10
1.1 Аналіз методів та систем оцінювання динамічних змін біомедичних зображень	10
1.2 Автоматизована обробка біомедичних зображень в офтальмології. Отримання та візуалізація біомедичних зображень	19
1.3 Особливості комп'ютерного аналізу біомедичних зображень ока та очного дна.....	21
1.4. Ознаки, які характеризують стан мікроциркуляції судин ока та очного дна.....	26
РОЗДІЛ 2	
РОЗРОБЛЕННЯ МЕТОДІВ ТА МОДЕЛІ ОЦІНЮВАННЯ ДИНАМІЧНИХ ЗМІН БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ	33
2.1 Характеристика об'єкту дослідження: судин ока та очного дна та методів оброблення біомедичних зображень	33
2.2 Розроблення математичних моделей для аналізу біомедичних зображень на основі просторово-зв'язного препарування	38
2.2.1 Розроблення математичних моделей на основі просторово- зв'язного препарування	38
2.2.2 Кореляційний аналіз динамічних змін об'єктів біомедичних зображень мікроциркуляції судин ока та очного дна.....	48
2.3 Метод визначення порогу градієнтного фільтра в системі оброблення біомедичних зображень	51
2.4. Застосування методу W-спектра зв'язності для підвищення завадостійкості оброблення біомедичних зображень очного дна	56
2.5 Висновки до другого розділу	60

РОЗДІЛ 3	
РОЗРОБЛЕННЯ ЗАСОБІВ ПОКРАЩЕННЯ ЯКОСТІ	
БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ТА ФОРМУВАННЯ.....	61
ДІАГНОСТИЧНИХ ОЗНАК.....	61
3.1 Формування діагностичних ознак і критеріїв для оцінювання	
кон'юнктивальної мікроциркуляції крові.....	61
3.2 Покращення якості виділення контурів біомедичних	
зображень із використанням фільтрів та критерії їх ефективності	68
3.3 Методика аналізу біомедичних зображень на основі прямого	
паралельно-ієрархічного перетворення та оцінювання	
достовірності прогнозування	77
3.4 Висновки до третього розділу.....	84
РОЗДІЛ 4	
РЕКОМЕНДАЦІЇ ЩОДО АПАРАТНО-ПРОГРАМНОЇ	85
РЕАЛІЗАЦІЇ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ	
СИСТЕМИ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ДИНАМІЧНИХ ЗМІН	
БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ СУДИН ОЧНОГО ДНА.....	85
4.1 Рекомендації щодо створення системи оцінювання стану	
мікросудин ока.....	85
4.2 Розробка системи для оцінювання динамічних змін	
біомедичних зображень мікросудин очного дна	86
4.3 Алгоритм оброблення біомедичних зображень	
мікроциркуляції мікросудин очного дна	94
4.4 Реалізація алгоритмічно-програмного забезпечення для	
системи оцінювання динамічних змін біомедичних зображень та	
приклади експериментальних досліджень	96
4.5 Висновки до четвертого розділу.....	100
ВИСНОВКИ.....	101
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	103

Додаток А Фрагмент лістингу програмного забезпечення для аналізу біомедичних зображень мікроциркуляції судин очного дна та кон'юнктиви ока	119
Додаток Б Система визначення структурних змін мікроциркуляції судин ока та очного дна.....	124
Додаток В. Методика визначення автокореляційної функції для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень мікроциркуляції судин очного дна та кон'юнктиви ока	125

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АКФ	автокореляційна функція
БЗ	біомедичне зображення
БО	біомедичний об'єкт
ЕЗ	еталонне зображення
ЗЗ	затримане зображення
ЗРП	загальний різницевий поріг
Ю	інформаційна одиниця
ЛРП	локально-різницевий поріг
НМ	нейронна мережа
ПЗ	поточне зображення
ПЗЗ	пристрій із зарядовим зв'язком
ПЗКП	просторово-зв'язні контурні препарати
ПІ	паралельно-ієрархічний
ПЛІС	програмована логічна інтегральна схема
СПЗ	спектр просторової зв'язності
СЦО	система цифрової обробки
СШ	система штучного інтелекту
УПЗПр	узагальнені просторово-зв'язані препарати
MIMD	multiple instruction, multiple data
SIMD	single instruction, multiple data

ВСТУП

Актуальність теми. 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.

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.

Дослідження в монографії 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.

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.

Тому задача, яка розв'язується в роботі, а саме розробки системи для оцінювання динамічних змін шляхом аналізу біомедичних зображень, що дозволяє автоматизувати етапи діагностики і здійснювати кількісний моніторинг патологічних змін судин є актуальною задачею.

Мета і задачі дослідження. *Метою даної роботи є підвищення достовірності оброблення біомедичних зображень очного дна шляхом розробки методу і системи оцінювання динамічних змін біомедичних зображень в офтальмології.*

Для досягнення поставленої мети необхідно розв'язати такі задачі:

- провести аналіз існуючих методів і підходів для оцінювання біомедичних зображень очного дна в нормі і патології;
- розробити на основі просторово-зв'язного препарування математичну модель для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень;
- удосконалити метод автоматичного вибору порогу градієнтного фільтра в частині фрагментування інформаційних ділянок;
- розвинути метод W-спектру зв'язності для аналізу біомедичних зображень;
- удосконалити алгоритм формування діагностичних ознак для розроблення критеріїв оцінювання біомедичних зображень очного дна;

- обґрунтувати вибір алгоритмів оброблення біомедичних зображень очного дна;

- запропонувати функціональну схему системи для оцінювання біомедичних зображень і розробити на її основі саму систему визначення динамічних змін зображень очного дна;

- провести експериментальні дослідження із застосуванням розробленої системи.

Об'єктом дослідження є процес оцінювання динамічних біомедичних зображень на основі методів та системи для аналізу мікроциркуляції судин ока.

Предметом дослідження є інформаційні діагностичні ознаки біомедичних зображень очного дна, характеристики системи для оцінювання біомедичних зображень очного дна.

Методи дослідження – базуються на використанні апарата *Q*-перетворення, паралельно-ієрархічного перетворення – для оцінювання інформаційних ознак біомедичних зображень, методи фільтрації – для усунення шумів різної природи, теорії експерименту та комп'ютерного моделювання для перевірки адекватності розроблених моделей.

Монографію виконано за сприяння Міністерства освіти і науки України (№ державної реєстрації 0124U001134) та гранту Committee of Science of the Ministry of Science and Higher Education of the Republic of Kazakhstan (Grant No. AP 19675574).

РОЗДІЛ 1

АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ ДЛЯ ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ В ОФТАЛЬМОЛОГІЇ

1.1 Аналіз методів та систем оцінювання динамічних змін біомедичних зображень

У теорії цифрової обробки сигналів зображенням вважають інформативну двовимірну матрицю, яка містить усі характеристики відображеного об'єкта, які зумовлені способами та процесами отриманого зображення [1, 2]. Елементами цієї матриці є значення функції інтенсивності кольору. Тут під значенням кольору розуміють узагальнене значення цієї функції, яке є залежним від типу зображень. Наприклад, у разі напівтонових зображень елементом матриці є інтенсивність (відтінок, градація) сірого кольору. Додатковими параметрами можна вважати чіткість, контраст, оптичну густину, різкість тощо [3, 4].

Для кольорових зображень елемент матриці визначається тріадою параметрів [1] моделі кольору, які за допомогою визначених адитивних правил можуть об'єднуватися у одне ціле число. Представлення цілим числом зазвичай використовується для зберігання чи перенесення зображень або у графічних системах цифрової обробки (ГСЦО) початкового рівня. У професійній обробці колір переважно подають трьома базовими параметрами: тоном, насиченістю та інтенсивністю або параметрами моделі представлення кольору. Колірний тон визначається піком та розподілом у спектрі видимого оптичного випромінювання. Насиченість (інтенсивність певного тону) – ступінь відмінності яскравості хроматичного кольору від сірого. Повністю ненасичений колір буде відтінком (градацією) сірого.

Додатково до зазначених параметрів дуже часто використовують:

- параметр світлоти (ясність) – обернений ступінь відмінності від білого кольору;
- поняття глибини кольору – термін, який використовують для позначення того, скільки бітів необхідно для зберігання інформації про колір пікселя. Глибину кольору вимірюють у бітах на піксел.

Недоліком базових параметрів є неможливість їхнього безпосереднього перетворення на колірний сигнал. Проте, на відміну від параметрів моделей представлення цілим числом, вони надають

найповніше фізичне уявлення про колір. Тому основними параметрами ГСЦО є саме ці параметри [5].

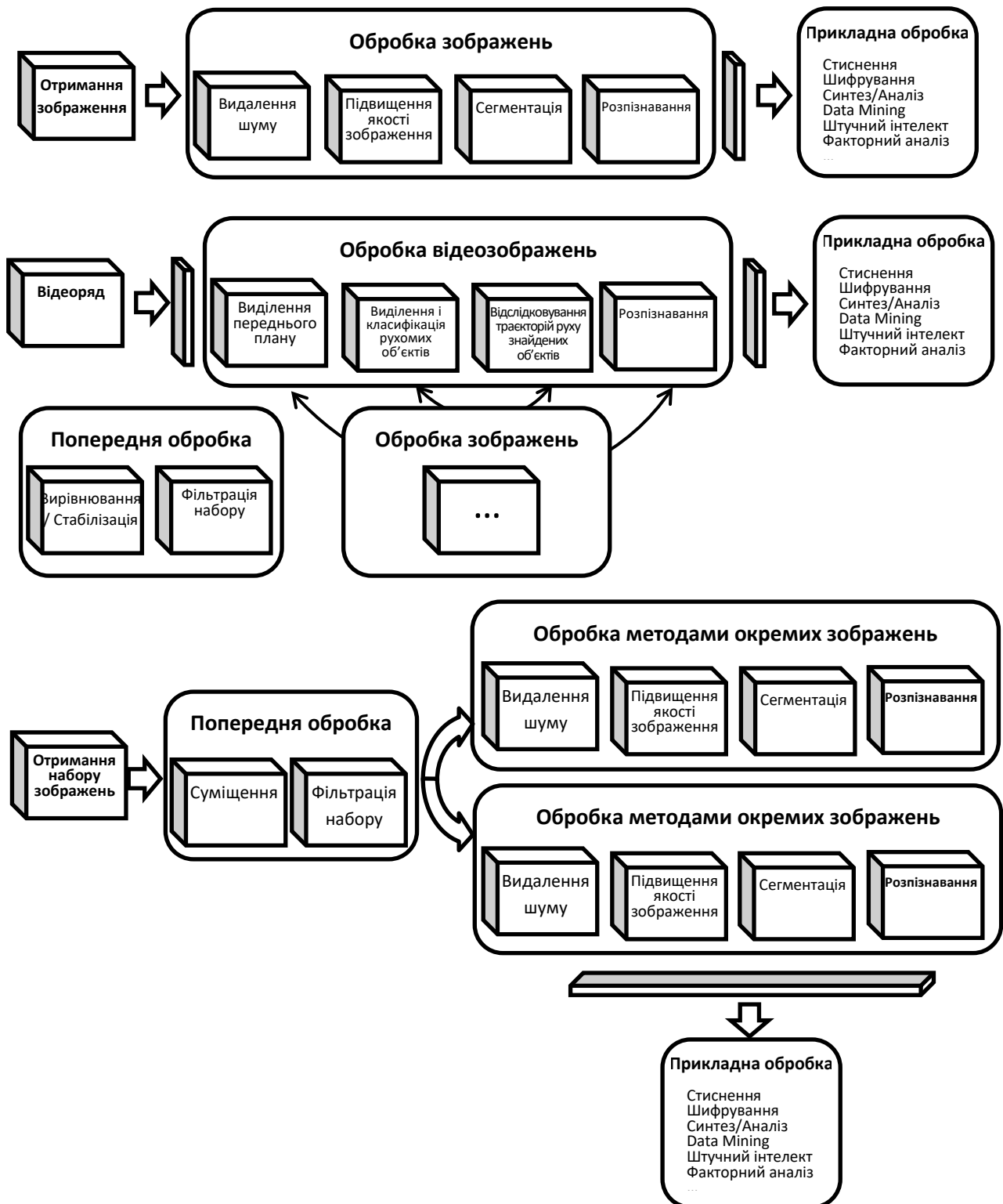


Рисунок 1.1 – Загальна схема оброблення біомедичних зображень:
 А – обробка зображень; Б – обробка окремих відеозображень;
 В – обробка наборів зображень [7].

Із розвитком засобів аналізу зображень зростають вимоги до результатів попередньої обробки. Традиційні методики опрацювання одновимірних сигналів все менше відповідають критеріям інтелектуального аналізу. У результаті цього виконання наукових й інженерних завдань під час роботи з візуальними даними потребує більших зусиль [3, 6].

Найяскравіше це проявляється у разі створення нових видів розподілених інформаційно-аналітичних систем, систем інтелектуального управління та віддаленого моніторингу, оскільки їх робота ґрунтується на опрацюванні візуальної інформації [2, 3, 6].

На рис. 1.1 наведено загальну схему оброблення біомедичних зображень [7]. Для кожного із процесів виділено етапи та класифіковано завдання обробки. У [8÷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 його якості. 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 (табл. 1.1).

Таблиця 1.1 Етапи оброблення та аналізу біомедичних зображень [13]

	Характер оброблення та аналізу БЗ	Процеси перетворення інформації	Цільове призначення рівня
1.	Попереднє оброблення	$R(x, y, t) \rightarrow f\{I'(x, y, t)\} \rightarrow I(x, y, t)$	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

Тут $R(x, y, t)$ – відображуюча здатність об'єкта;

$I'(x, y, t)$ – зображення на виході системи формування зображень;

$I(x, y, t)$ – зображення поліпшеної якості;

$f\{.\}$ – оператор оброблення;

$P(x,y,t)$ – сукупність параметрів зображення;

$C_v(x,y,t)$ – сукупність ознак, що описують v -й об'єкт;

K_v – рішення на основі ознак C_v .

Структурна схема системи для оброблення біомедичних зображень що зображена на рис. 1.2 містить підсистеми, які передбачають такі етапи оброблення зображень [14]:

- 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.

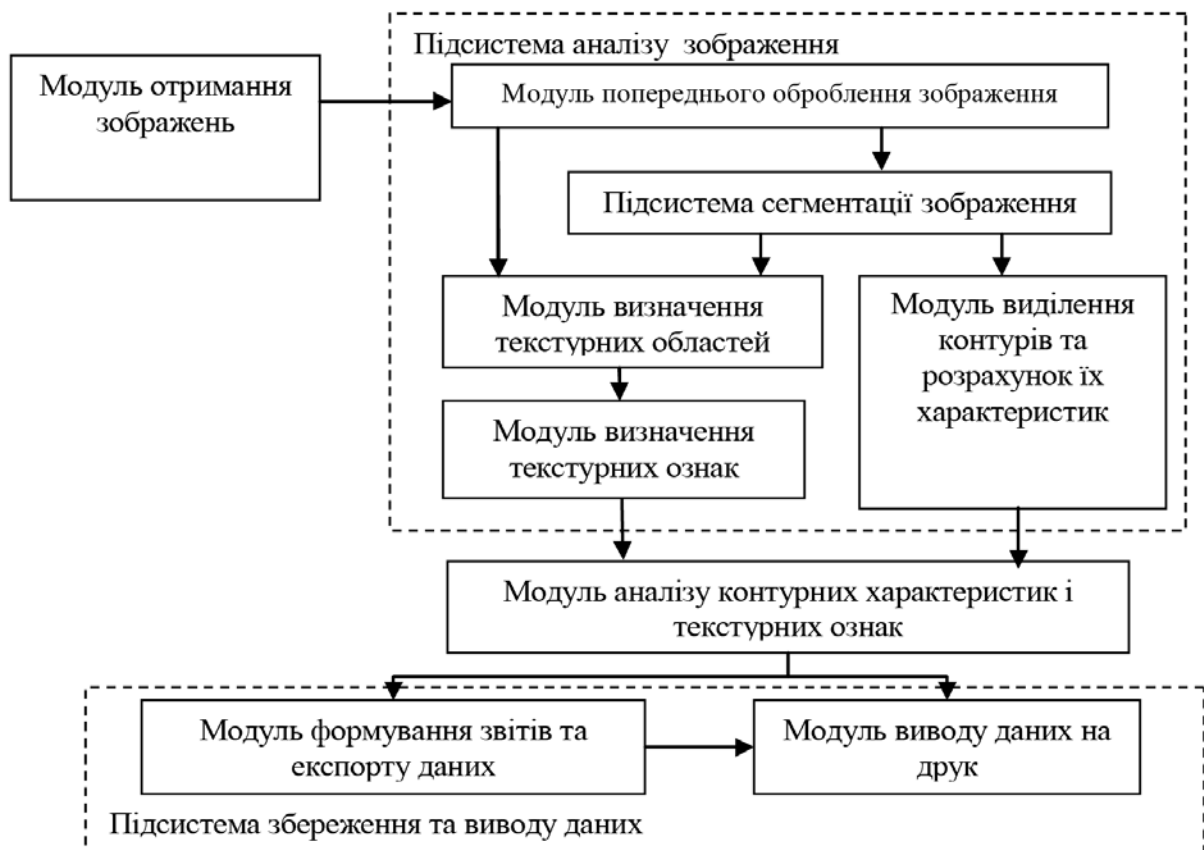


Рисунок 1.2 - Структурна схема системи для оброблення біомедичних зображень [14]

Одним із найбільш важливих (за цінністю отриманої інформації) та складних (за реалізацією) етапів аналізу біомедичної інформації є сегментація. Мета сегментації - це скорочення об'ємів опрацьованої візуальної інформації та забезпечення можливості застосування при

подальшому аналізі кожної ділянки зображення різними методами оброблення.

В дійсності, сегментація реальних біомедичних зображень є складною задачею розбиття зображення на однорідні ділянки за деякими ознаками [15]. Відповідно до мети оброблення 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.).

Локалізацію об'єкта розпізнавання, тобто виділення зони об'єкту, можна розглядати як вид контурної сегментації. Локалізація, як правило, відбувається у два етапи: розширення просторової локалізації об'єкту та його пошук. Для розширення просторової локалізації застосовується низькочастотна фільтрація, яка розмиває перепади інтенсивності і призводить до втрати найбільш інформативної частини графічної інформації. Пошук об'єкту здійснюється, як правило, за допомогою регулярних ітеративних алгоритмів. Ці алгоритми мають такі недоліки: низька завадостійкість, чутливість до локальних екстремумів, низька швидкість збіжності при цільових функціях типу «яр».

При обробці графічної інформації, як правило, застосовується статистична модель текстури. Згідно цієї моделі текстура представляється у вигляді випадкового поля, числові характеристики змінюються на границях однорідних для текстури ділянок. Для сегментації таких текстур застосовується амплітудно-детекторний метод [16], який полягає в наступному:

- здійснюється локальна статистична оцінка;
- математичного очікування, яка попіксельно віднімається з вхідного зображення;
- проводиться локальна статистична оцінка середньоквадратичного відхилення. Для цього залежно від властивостей застосовується або амплітудний або квадратичний детектор. В результаті матрицю отриманих значень можна розглядати як матрицю інтенсивностей;
- проводиться контурна сегментація отриманого поля.

Дослідження показали, що цей метод має високі швидкодію, точність та завадостійкість.

Одним з засобів аналізу біомедичних зображень є системи автоматизованої мікроскопії (САМ). Програмне забезпечення САМ використовується в таких наукових біологічних і медичних дослідженнях [17, 18]: ентомологія, гістологія, цитологія, мікробіологія, ембріологія, мікологія, паразитологія, флуоресцентна мікроскопія.

САМ складається із системи введення зображень з об'єктивом для макрознімання або із встановленою на мікроскопі для фотографування мікроскопічних об'єктів відеокамерою, комп'ютера і програмного забезпечення. Об'єктами дослідження у таких системах є статичні зображення мікроскопічних об'єктів: мінеральних зерен, пор, мікродфектів, включень, клітинних структур, мікроорганізмів [19].

Для усунення дефектів, покращення якості і додаткової обробки в інформаційній технології необхідними є функції попередньої обробки зображення:

- виділення частини зображення;
- масштабування зображення;
- конвертація з одного кольорового базису в інший;
- корекція яскравості зображення;
- корекція гами кольорів.

Для обчислення контурних ознак інформаційна технологія повинна містити додаткову обробку отриманих даних. До функцій, які забезпечують додатковий аналіз, належать (табл. 1.2):

- функція проходження контуром;
- функція виділення великої осі;
- функція виділення характеристичних точок;
- функція апроксимації контуру.

Із проведеного аналізу існуючих методів та систем оброблення біомедичних зображень можна зробити висновок, що вони застосовуються для досягнення певних завдань:

- покращення якості зображень, компенсація дефектів реєструючої системи, зменшення шуму;
- розрахунок клінічно важливих кількісних параметрів (відстані, площі, об'єму і т. ін.);
- полегшення інтерпретації (розпізнавання структур та новоутворень);
- встановлення зворотного зв'язку.

ВИСНОВКИ

У монографії виконані дослідження, що спрямовані на підвищення достовірності оброблення біомедичної інформації шляхом застосування сучасних методів та розробленої системи оцінювання динамічних змін аналізу біомедичних зображень, що дозволило автоматизувати етапи прогнозування захворювань і здійснювати кількісний моніторинг патологічних змін мікроциркуляції крові в судинах очного дна.

Основні теоретичні та практичні результати дослідження:

1. 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 фтальмологічних дослідженнях.

2. Отримали подальший розвиток математичні моделі для аналізу біомедичних зображень на основі просторово-зв'язного препарування в частині виділення характерних ознак зображень, його фрагментація (скорочення розмірності) з урахуванням інваріантності до повороту зображень, що дозволяє зменшити апаратні витрати при одночасному підвищенні завадостійкості розпізнавання біомедичних образів.

3. 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.

4. Отримав подальший розвиток метод W-спектра зв'язності для аналізу біомедичних зображень шляхом фрагментування інформаційних ділянок і порівняння зображень за препаратами еталону, що відбувається у такій послідовності: аналізуються сусідні відліки та формуються маски відліків; порівнюються тільки ті відліки, які є заповненими; формується масив, який вважається еталонним, що підвищило до 5 % достовірність діагностування офтальмологічних захворювань за біомедичними зображеннями.

5. Удосконалено алгоритм формування діагностичних ознак для оцінювання мікроциркуляції крові в судинах очного дна в частині використання шаблон-еталонів для отримання та оброблення біомедичних зображень з подальшою їх сегментацією, що дозволяє виділити ділянки зображень, які лікар класифікує як однорідні.

6. Показано, що оброблення за допомогою алгоритму паралельно-ієрархічного перетворення в пакеті в режимі «грубого-точного» оцінювання розмірів біомедичних зображень використання методу прямого-паралельно ієрархічного перетворення підвищує достовірність прогнозування на 5-10% більше, ніж інші.

7. Показано, що 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.

8. Запропоновано функціональну схему системи для оцінювання динамічних змін біомедичних об'єктів на основі методу часткового Q-підсумовування, який дозволяє описувати динамічні зміни на зображеннях у вигляді поля векторів переміщення.

9. 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; сітководні структури судин; зміни кількості функціонуючих капілярів; артеріоло-венулярні анастомози; крововиливи; периваскулярні набряки; сладж-феномени; мікротромби.

10. Проведено аналіз достовірності оброблення біомедичних зображень шляхом обчислення достовірності системи без внесення до неї вдосконалень, яка складає 0,75 та достовірності системи із внесенням в неї покращень, яка складає 0,8. Таким чином, достовірність оброблення біомедичних зображень збільшилась на 5 % за рахунок внесення в неї вдосконалень.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Christine Fernandez-Maloigne, *Advanced Color Image Processing and Analysis*, Springer New York, NY, 2016.
2. William K. Pratt, *Introduction to Digital Image Processing 1st Edition*, CRC Press, 2013.
3. Wilhelm Burger and Mark J. Burge. *Digital Image Processing – An Algorithmic Introduction*. Springer, London, 2016.
4. Корінной А. В. *Математичні моделі напівтонових зображень*. Радіотехніка, ХНУРЕ. - №8 – 2007.
5. Воробель Р. *Підвищення контрасту зображень за допомогою модифікованого методу кускового розтягування*. Відбір та обробка інформації. – 2000. – №14(90).
6. Цмоць І. Г. *Алгоритмічні та матричні НВІС-структури пристроїв ділення для комп'ютерних систем реального часу*: Науково-технічний журнал “Автоматика. Автоматизація. Електротехнічні комплекси та системи”. Херсон, 2004. – №1(13).
7. Ю. Рашкевич, Д. Пелешко, А. Ковальчук, Н. Кустра *Використання теорії нечітких множин на наборі відцентрованих в межах пікселя зображень для вирішення задачі підвищення роздільної здатності*. Технічні вісті. – 2006. – № 3(24).
8. Путятін Е. П. *Обробка зображень у робототехніці*. Стан та перспективи розвитку (МРФ-2008): III міжнар. конф., 22–24 жовтня 2008 р.: зб. наук. праць. - Харків, 2008.
9. Ю. Рашкевич, Д. Пелешко, Н. Кустра, З. Шпак. *Удосконалений алгоритм збільшеної роздільної здатності зображень*. Вісник Національного університету “Львівська політехніка”: “Комп'ютерні науки та інформаційні технології”. – 2007.
10. Bernd Jähne. *Digital Image Processing: Edition 6*, Springer Science & Business Media, 2008.
11. Яців В. Б., Русин Б. П. *Методи масштабування зображень в системах обробки та розпізнавання*. Науково-технічна конференція “Обчислювальні методи і системи перетворення інформації”. Львів, 2010.
12. Абакумов В. Г., Рибін А. Н., Сватош Й., Синекон Ю. С. *Системи відображення в медицині*. Київ, Юніверс, 2001.

13. О. Березький, Ю. Батько, Г. Мельник. *Комп'ютерна система аналізу біомедичних зображень* Вісник Національного університету "Львівська політехніка". – 2009.
14. Абакумов В. Г., Крилов В. Н., Антошук С. Г., Пилинський В. В. *Гібридні інформаційні моделі у біомедичних системах обробки візуальної інформації*. Технічна електродинаміка. Інститут електродинаміки НАН України, Київ 2008.
15. Qiang Wu, Fatima Merchant, K. C. *Microscope Image Processing*. San Diego, California, USA.: Academic Press, 2008.
16. N. Pyasova *Computer-aided analysis systems for diagnostic images of blood vessels*. Optical Memory and Neural Networks 23(4), October 2015.
17. Marina Piccinelli, Alessandro Veneziani, David A. Steinman. *A Framework for Geometric Analysis of Vascular Structures: Application to Cerebral Aneurysms*. IEEE Transactions on Medical Imaging (Volume: 28, Issue: 8, August 2009)
18. Douglas B. Murphy, Michael W. Davidson. *Fundamentals of Light Microscopy and Electronic Imaging*. Wiley-Blackwell, 2013.
19. W. Wojcik, A. Smolarz. *Information Technology in Medical Diagnostics 2017*, Taylor & Francis Group, London UK.
20. Й. Й. Білинський, П. М. Ратушний. *Методи та система оброблення слабоконтрастних зображень для оцінювання показників мікрокапілярів кінцівок людини : монографія*. Вінниця : ВНТУ, 2012.
21. R. Stuart Ferguson. *Practical Algorithms for 3D Computer Graphics*. Second Edition, CRC Press, 2013.
22. Donald Hearn, M. Pauline Baker. *Computer Graphics*, Prentice Hall; Subsequent edition, 2005.
23. S. Marschner and P. Shirley, *Fundamentals of computer graphics*, New York, USA, CRC press, 2018.
24. T. Akenine-Möller, N. Hoffman, E. Haines. *Real-time Rendering*. Wellesley: A. Peters, 2007.
25. А. М. Петух, Д. Т. Обідник та О. Н. Романюк, *Інтерполяція в задачах контурного формоутворення*. Монографія, Вінниця, Україна: ВНТУ, 2007.
26. Gouraud H. *Continuous shading of curved surfaces* / H. Gouraud // IEEE Trans. on Comp. – 1971. – Vol. 29. – No. 6. – P. 623–628.

27. Блінова Т. О., Порєв В. М. *Комп'ютерна графіка*. – К.: Юніор, 2004.
28. Прэ́тт У. *Цифровая обработка изображений*. М. : Мир, т. 1, 2. 1982.
29. Русин Б. П. *Системы синтеза, обработки та розпізнавання складноструктурованих зображень*. Львів, Вертикаль, 1997.
30. Kristin J. Dana and Shree K. Nayar. *3D Textured Surface Modeling*. Computer Science Department, Columbia University, New York, NY.
31. Phong B.T. *Illumination for computer generated images* / B. T. Phong // Comm. of the ACM. – June 1975/ – No 18(6).
32. Ротштейн А. П. *Интеллектуальные технологии идентификации: нечеткие множества, генетические алгоритмы, нейронные сети* / Ротштейн А. П. – Винница. : УНИВЕРСУМ – Винница, 1999. – 320 с.
33. Ротштейн А. П. *Медицинская диагностика на нечеткой логике*. Винница.: Континент, 1996.
34. 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.
35. А. С. Довбиш, І. В. Шелехов. *Основи теорії розпізнавання образів*. Суми : Сумський державний університет, 2015.
36. T. Teng, D. Claremont, M. Lefley. *Progress towards automated diabetic ocular screening: a review of image analysis and intelligent systems for diabetic retinopathy*. Medical & Biological Engineering & Computing. – 2002. – Vol. 40(1). – P. 2-13. - ISSN: 0140-0118.
37. Heneghan C. *Characterization of changes in blood vessel width and tortuosity in retinopathy of prematurity using image analysis*. Medica Image Analisis - 2002. - Vol. 6(4).
38. C. S. Cheung, Z. Butty, N. N. Tehrani, W. C. Lam. *Computer-assisted image analysis of temporal retinal vessel width and tortuosity in retinopathy of prematurity for the assessment of disease severity and treatment outcome*. J AAPOS. - 2011. - Vol. 15(4).
39. J. Lowell, A. Hunter, D. Steel, A. Basu, R. Ryder, R. L. Kennedy. *Measurement of retinal vessel widths from fundus images based on 2-D Modeling*. IEEE Trans Med Imaging. - 2004. - Vol 3(10).
40. Малая Л. Т., Микляев И. Ю., Кравчук П. Г. *Мікроциркуляція в кардіології*. Харків, 1977.
41. 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.
42. 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.
43. 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.
44. 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.
45. Shalkoff R. J. *Digital image processing and computer vision* Shalkoff. – New York-Chichester-Brisbane-TorontoSingapore: John Wiley & Sons, 1989.
46. В. Г. Дуденко, В. В. Курінной. *Методика обробки медичних зображень для передопераційного моделювання діафрагми людини.* Експериментальна і клінічна медицина. - 2014. - № 3.
47. Эль-Хаттиб С. А., Скобцов Ю. А. *Порівняльний аналіз алгоритмів бачення контурів медичних зображень.* - [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://masters.donntu.edu.ua/2011/fkntl/el-khatib/library/>
48. Бойко Д. О. *Обзор методов сегментации медицинских изображений.* Международная научная конференция MicroCAD : Секція №15 - Застосування коп'ютерних технологій для вирішення наукових і соціальних проблем у медицині - НТУ "ХПИ", 2012.
49. *Методи та алгоритми фільтрації зображень* [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.mm-dsp.com/index.php>
50. M. Tistarelli, S. Dubey, S. Kumar Singh and X. Jiang, *Computer Vision and Machine Intelligence*, London, UK of Great Britain: Springer, 2023.
51. І. М. Журавель. *Короткий курс теорії обробки зображень* / [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://nmetau.edu.ua/file/07_7.5_lbr_gr_rbr_.pdf
52. *Інтроскопія* [Електронний ресурс] – Вікіпедія. Режим доступу:

<https://uk.wikipedia.org/wiki/Інтроскопія>.

53. *Інфрачервона термографія* [Електронний ресурс] – ТермВікі. Режим доступу: http://uk.termwiki.com/UK/infrared_thermography.
54. В. А. Денисюк, Т. П. Нікітченко, Н. П. Нікітченко *Основні етапи графічного конвеєру* / // Вісник Східноукраїнського національного університету імені Володимира Даля. – 2008. – № 12(130), Ч. 2. – ISSN 1998-7927.
55. S. V. Pavlov, A. O. Rozhman, N. P. Babyuk, I. D. Ivasyuk. *Using of fuzzy expert method for diagnostic glaucoma*. Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2013. – № 2(43). ISSN 2219-9365.
56. S. V. Pavlov, O. D. Azarov, N. P. Babiuk. *Fuzzy expert opto-electronic system for the analysis of biomedical images (for example diagnosing glaucoma)*. Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. – 2013. – № 1(26). ISSN 1999-9941.
57. С. В. Павлов, О. Д. Азаров, Д. В. Вовкотруб, Н. П. Бабюк. *Застосування оптико-електронних технологій для оброблення біомедичних зображень шляхом формування інформаційних ознак*. Проблеми інформатизації та управління. – 2013. – № 1(41). ISSN 2073-4751.
58. С. В. Павлов, А. А. Поплавський, А. А. Поплавська, Н. П. Бабюк *Метод автоматичного визначення сегментаційного порогу підвищення якості прогнозування параметрів зображень*. Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2013. – № 2 (26). ISSN 1681-7893.
59. В. П. Кожем'яко, С. В. Павлов, П. Ф. Колісник, Н. П. Бабюк. *Оцінювання динамічних змін конфігурації зображень мікросудин кон'юнктиви ока*. Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2014. – № 1(27). ISSN 1681-7893.
60. Л. І. Тимченко, М. С. Петровський, Н. І. Кокряцька, Н. П. Бабюк. *Метод класифікації зображень плям лазерних пучків із застосуванням паралельно-ієрархічної мережі із підвищеною точністю*. Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2014. – № 1(27). ISSN 1681-7893.
61. О. Н. Романюк, Н. П. Нікітченко, О. П. Гончарук. *Модифікований алгоритм Раперта для тріангуляції поверхонь*. Наука и предпринимательство : Международная научно-техническая

- конференція : збірник трудов, 14-17 сентября 2005 г., г. Винница-Ялта – Винница-Ялта, 2005.
62. Н. П. Нікітченко, Т. П. Нікітченко, В. Ф. Варкетин *Аналіз методу тіньових карт та його модифікація*. Прогресивні інформаційні технології в науці та освіті : Міжвузівська науково-практична конференція : збірник наукових праць, 4-5 жовтня 2007 р., м. Вінниця. – Вінниця: Вінницький соціально-економічний інститут Університету «Україна», 2007.
63. В. А. Денисюк, Т. П. Нікітченко, Н. П. Нікітченко. *Основні етапи графічного конвеєру*. Сучасні тенденції розвитку інформаційних технологій в науці, освіті та економіці : матеріали II Всеукраїнська науково-практична конференція, 8-10квітня 2008 р., м. Луганськ. – Луганськ: Альма-матер, 2008.
64. Н. П. Нікітченко, О. Н. Романюк *Методи перспективно-коректного накладання текстур*. XXXVIII Науково-технічна конференція професорсько-викладацького складу, співробітників та студентів ВНТУ : тези доповідей. – Вінниця, 2009.
65. О. В. Романюк, Т. М. Павлик, Н. П. Бабюк, О. Н. Романюк. *Програмний модуль для порівняння зображень*. Сучасні інформаційні технології 2011 : матеріали першої міжнародної конференції студентів і молодих науковців, 12-13 травня 2011 р., м. Одеса. – Одеса: Издательство, 2011.
66. O. N. Romanyuk, S. V. Pavlov, N. P. Babyuk and others. *Microfacet distribution function for physically based bidirectional reflectance distribution functions*. Optical Fibers and Their Applications 2012. Lublin and Naleczow, Poland, Code 96466. – ISBN 978-081949485-6.
67. С. В. Павлов, Д. В. Вовкотруб, Н. П. Бабюк. *Розробка біомедичної системи при діагностиці прогресування ІМР*. Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія : Четверта Міжнародна науково-практична конференція : тези доповідей, 28-30 травня 2014 р., м. Вінниця – Вінниця: ВНТУ, 2014. ISBN 978-966-641-465-9.
68. Патент на корисну модель 89910 Україна, МПК А61В 3/02. *Оптико-електронний пристрій для дослідження дна ока* / Павлов Сергій Володимирович, Вовкотруб Діна Вікторівна, Салдан Йосип Романович, Бабюк Наталя Петрівна; заявник та патентовласник Вінницький національний технічний університет. – № U 2013 06898; заявл. 01.06.2013; опубл. 12.05.2014, Бюл. № 9. – 4 с.

69. Патент на корисну модель 94490 Україна, МПК А61В 3/06. *Кореляційна система аналізу структурних змін мікросудин кон'юнктиви ока* / Павлов Сергій Володимирович, Тимченко Леонід Іванович, Марченко Людмила Володимирівна, Колісник Петро Федорович, Романюк Сергій Олександрович, Бабюк Наталя Петрівна ; заявник та патентовласник Вінницький національний технічний університет. – № U 2014 06807; заявл. 16.06.2014; опубл. 10.11.2014, Бюл. № 21. – 4 с.
70. Тимченко Л. І. *Багатоетапна паралельно-ієрархічна мережа як модель нейроподібної схеми обчислень*. Кібернетика і системний аналіз. – 2000. - №2. – С. 114-134.
71. V. P. Kozhemyako, Y. F. Kutaev, L. I. Timchenko, S.V. Chepornyuk, R.R. Hamdi, A.A. Gertsy, I.D. Ivasyuk, *The Q-transformation method applying to the facial images normalization*, in: Proc. International ICSC/IFAC Symposium on NEURAL COMPUTATION–NC'98, Vienna, (1998).
72. Л. І. Тимченко, О. О. Поплавський, Н. І. Кокрецька. *Використання градієнтних масок для швидкого визначення центрів зображення плям лазерних пучків з підвищеною точністю*. Проблеми управління и інформатики. - №4, 2011.
73. Філінюк М. А., Ле Гуан Ту, Піддубний О. П. *Критеріальна оцінка ефективності узагальнених перетворювачів іммітансу* / // Вісник Вінницького політехнічного інституту. – 1999. – № 1.
74. William K. Pratt, *Introduction to Digital Image Processing*, CRC Press, 2013.
75. Shtuchkin A. Gurov I. *Structured light range sensing using color patterns and two stage dynamic programming*. In: Proc. OSAV'2004, Int. Topical Meeting on Optical Sensing and Artificial Vision – 2004.
76. Zhang Li, Curless B., Seitz S. *Rapid shape acquisition using color structured light and multipass dynamic programming*. Int. Symp. on 3D Data Processing, Visualization and Transmission. Padova, Italy. – 2002.
77. Richard Hartley and Andrew Zisserman "*Multiple View Geometry in Computer Vision*". Cambridge University Press; 2nd edition (April 19, 2004).
78. L. I. Timchenko, *A multistage parallel-hierarchic network as a model of a neurolike computation scheme*, Cybernetics and Systems Analysis, 36, No. 2, (2000).

79. *Параллельные методы и средства распознавания образов. Том 2 /* под ред. А. Н. Свенсона. – К.: Наук. думка, 1985.
80. N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histogram", *IEEE Trans. Syst. Man Cybern*, 9, (1979).
81. Ta-Hsin Li, Gibson J. D. "Time correlation analysis of a class of nonstationary signals with an application to radar imaging." *IEEE Intl. Conf. Acoust., Speech and Signal Proc. ICASSP97 Munich, Germany*, vol. 5, 1997.
82. C. M. Bishop, "Pattern Recognition and Machine Learning", Springer (2006).
83. S. M. Smith and J. M. Brady, "SUSAN - a new approach to low level image processing", *International Journal of Computer Vision*, 23(1), pp. 45-78, (May 1997) rdoi:10.1023/A:10 07963 8247101.
84. L. Breiman, "Random Forests Machine Learning", v.45, №.1, pp. 5-32 (2001).
85. S. V. Hlushakou and A. L. Klevtsov, "Programming in Delphi 7.0", Folio, pp. 415 (2003).
86. John G. Proakis and Dimitris K. Manolakis. *Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications*. Cambridge University Press; 2nd edition (April 19, 2004).
87. *Оптико-електронні технології аналізу біомедичних зображень: /С. В. Павлов, В. П. Кожем'яко, І. І. Бурденюк, Рамі Ребхі Хамді. – Вінниця, ВНТУ, 2011.*
88. Павлов С. В. *Исследование методов и разработка универсальных информационно-измерительных систем с оптическим преобразованием биомедицинской информации: дис. канд. техн. наук: 05.11.1/ Павлов Сергей Владимирович. – Вінниця, 1995.*
89. В. М. Задачин, І. Г. Конюшенко. *Чисельні методи : навчальний посібник. Х. : Вид. ХНЕУ ім. С. Кузнеця, 2014*
90. *Аналіз сучасних методів візуалізації даних в неврології і нейрохірургії з точки зору їх діагностичної цінності / [Злепко С. М., Белоусова О. В., Белзецький Р. С., Аль-Адемі Я. Т.] // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – № 1. – 2010.*
91. Alon Harris, Giovanna Guidoboni, Brent Siesky. *Ocular blood flow as a clinical observation: Value, limitations and data analysis*. University of Missouri, Columbia, MO, USA, 2020.

92. Medina-Carnicer, R., Muñoz-Salinas, R., Yeguas-Bolivar, E., Diaz-Mas, L. *A novel method to look for the hysteresis thresholds for the Canny edgedetector*, Pattern Recognition, 44 (6), (2011).
93. Кожем'яко В. П. *Образний відео-комп'ютер око-процесорного типу* : монографія / В. П. Кожем'яко, Г. Л. Лисенко, А. А. Яровий, А. В. Кожем'яко. ВНТУ.– Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2008.– 215 с. - ISBN 966-641-261-7.
94. Білинський Й. Й. *Детектор виділення контуру розфокусованих зображень* / Й. Й. Білинський, К. В. Огородник, І. В. Микулка // Наукові праці ВНТУ. – Вінниця.–2012. – №3.
95. Білинський Й. Й. *Пристрій розпізнавання зображень на основі шаблонів і класифікаторів* / Білинський Й. Й. Білинський В. Й. // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2007. – №1 (13).
96. Білинський Й. Й. *Класифікація методів крайового детектування зображень* / Білинський Й. Й. // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2007. – № 1.
97. Білинський Й. Й. *Субпіксельне вимірювання геометричних параметрів сегментних елементів зображення* / Білинський Й. Й. // Методи та прилади контролю якості. – 2007. – Вип. 19.
98. Свідоцтво на реєстрацію авторського права на твір № 23631 Україна. *Комп'ютерна програма «Локалізація краю об'єкта на зображенні»* / Й. Й. Білинський, П. М. Ратушний. Дата реєстрації 1.02.08. – 4 с.
99. Кожем'яко В. П. *Вступ в алгоритмічну теорію ієрархії і паралелізму нейроподібних обчислювальних середовищ та її застосування до перетворення зображень. Основи теорії пірамідально-сітьового перетворення зображень* : посібник / В. П. Кожем'яко, Л. І. Тимченко, Ю. Ф. Кутаєв, І. Д. Івасюк. – К.: УМК ВО, 1994.
100. Fernández-García, N. L., Carmona-Poyato, A., Medina-Carnicer, R., Madrid-Cuevas, F.J. *Automatic generation of consensus ground truth for the comparison of edge detection techniques*, Image and Vision Computing, 26 (4), pp. 496-511 (2008).
101. Vogel S., Schiele B. *Semantic Modeling of Natural Scenes for Content-Based Image Retrieval* // International Journal of Computer Vision. - 2007. – № 2.

102. Avrunin O., Tymkovych M., Pavlov S., Timchik S., Kisała P., Orakbaev Ye. *Classification of CT-brain slices based on local histograms* // Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and their Applications 2015, 98161j (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229040.
103. Roger D. Peng and Elizabeth Matsui "*The Art of Data Science*". Bookdown 2017-04-26.
104. Яровий А. А. *Паралельно-ієрархічні мережі як структурно-функціональний базис розробки оптико-електронної моделі для побудови образного комп'ютера / дис... канд. техн. наук: 05.13.13 / А. А. Яровий; Вінниц. нац. техн. ун-т. — Вінниця, 2004.*
105. William K. Pratt, *Introduction to Digital Image Processing*, CRC Press, 2013.
106. P. J. Brockwell and R. A. Davis, *Introduction to Time Series and Forecasting, second edition*, Springer-Verlag, New York., 2002.
107. Box George, Jenkins Gwilym, *Time series analysis: forecasting and control*, rev. 3 Prentice Hall PTR Upper Saddle River, NJ, USA , 1994.
108. Haykin S., *Neural Networks*, 2nd ed., New Jersey: Prentice Hall, 1999.
109. Dimitri P. Bertsekas, *Linear network optimization: algorithms and codes*, MIT Press, 1991.
110. Robert J. Howlett, L. C. Jain, *Radial basis function networks 2: new advances in design*, -Haidelberg; NewYork: Phisycs-Verl., 2001.
111. Корченко А., Терейковський І., Карпінський Н., Тинимбаєв С. *Нейромережні моделі, методи та засоби оцінки параметрів безпеки інтернет-орієнтованих інформаційних систем: монографія*. Київ: Наш Формат, 2016.
112. Павлов С. В., Кожемяко В. П., Ганиш Н. В., Бурденюк І. І. *Оптико-електронні інформаційні технології контролю реологічних властивостей крові*. Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. – № 2 (9). – 2007.
113. Cho Y.H. "An Efficient Compression of Image Data Using Neural Networks of Hybrid Learning Algorithm". Int. ICSC/IFAC Symposium on Neural Computation – NC'98, Vienna, Austria, 1998.
114. Rosenfeld A. A., Troy E. B. *Visual Texture Analysis./ In Proc. UMR-Mervin J. Kelly Communication Conf. - Missouri: University of Misscuri-Rolla, Oct. 1970, Section 10-1.*
115. Schirripa Spagnolo G., Guattari G., Sapia C., Ambrosini D. *Threedimensional optical profilometry for artwork inspection*. J. Opt. A: Pure Appl. Opt. – 2000. – V. 2.

116. Воробель Р. А. *Цифрова обробка зображень на основі теорії контрастності* : дис. д-ра техн. наук : 05.13.06 / НАН України. – Л., 1999.
117. 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.
118. Pavlov S. V. *Information Technology in Medical Diagnostics* //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages. <https://doi.org/10.1201/9781315098050>. eBook ISBN 9781315098050.
119. 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.
120. Інтелектуальні технології в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації: монографія / [С. В Павлова, О.Г. Авруніна, С. М. Злепка, Є. В. Бодянського та ін.]; за редакцією С. Павлова, О. Авруніна. – Вінниця: ПП «ТД «Едельвейс і К», 2019. –260 с. ISBN 978-617-7237-59-3
121. Фотодинамічна терапія з вибіркоvim лазерним сканувальним опроміненням поверхневих новоутворень : монографія / за заг. ред. С. В. Павлова. – Вінниця : ВНТУ, 2018. – 180 с. ISBN 978-966-641-713-1
122. Інтелектуальні технології комп'ютерного планування та моделювання в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації: монографія // за редакцією С.В. Павлова, О.Г. Авруніна, О. В. Грушка – Житомир : ПП «Євро-Волинь», 2021. – 202 с. ISBN 978-617-7992-15-7
123. Wójcik, W.; Mezhiievska, I.; Pavlov, S. V.; Lewandowski, T.; Vlasenko, O.V.; Maslovskiy, V.; Volosovych, O.; Kobylanska, I.; Moskovchuk, O.; Ovcharuk, V.; Lewandowska, A. Medical Fuzzy-Expert System for Assessment of the Degree of Anatomical Lesion of Coronary Arteries. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2023**, *20*, 979. [https://doi.org/10.3390/ijerph20020979\(Q1\)](https://doi.org/10.3390/ijerph20020979(Q1))

124. Bisikalo, O.; Kharchenko, V.; Kovtun, V.; Krak, I.; Pavlov, S. *Parameterization of the Stochastic Model for Evaluating Variable Small Data in the Shannon Entropy Basis*, *Entropy* 2023, 25, 184. <https://doi.org/10.3390/e25020184> (Q 2)
125. Kukharchuk, Vasyl V., Sergii V. Pavlov*, Volodymyr S. Holodiuk, Valery E. Kryvonosov, Krzysztof Skorupski, Assel Mussabekova, and Gaini Karnakova. 2022. "Information Conversion in Measuring Channels with Optoelectronic Sensors" *Sensors* 22, no. 1: 271. <https://doi.org/10.3390/s22010271> (Q 2)
126. Liudmyla Shkilniak, Waldemar Wójcik, Sergii Pavlov, Oleg Vlasenko, Orken Mamyrbayev, and etc. *Expert fuzzy systems for evaluation of intensity of reactive edema of soft tissues in patients with diabetes*, *Informatyka, Automatyka, Pomiar w Gospodarce i Ochronie Środowiska*, 2022/9/30, Vol. 12, № 3, P. 59-63.
127. Vasyl Kukharchuk, Waldemar Wójcik, Sergii Pavlov, and etc. *Features of the angular speed dynamic measurements with the use of an encoder*, *Informatyka, Automatyka, Pomiar w Gospodarce i Ochronie Środowiska*, 2022/9/30, Vol. 12, № 3, P. 20-26.
128. Ainur Orazayeva, Jamalbek Tussupov, Waldemar Wójcik, Sergii Pavlov *Methods for detecting and selecting areas on texture biomedical images of breast cancer*, *Informatyka, Automatyka, Pomiar w Gospodarce i Ochronie Środowiska*, 2022/9/30, Vol. 12, № 3, P. 69-72.
129. Abdelrahman, L.; Ghamdi, M. A.; Collado-Mesa, F.; Abdel-Mottaleb, M. *Convolutional neural networks for breast cancer detection in mammography: A survey*. *Comput. Biol. Med.* 2021, 131, 104248.
130. Blakely, T.; Shaw, C.; Atkinson, J.; Cunningham, R.; Sarfati, D. *Social inequalities or inequities in cancer incidence? Repeated census-cancer cohort studies, New Zealand 1981–1986 to 2001–2004*. *Cancer Causes Control* 2011, 22, 1307–1318. [CrossRef] [PubMed]
131. Lotter, W.; Diab, A. R.; Haslam, B.; Kim, J. G.; Grisot, G.; Wu, E.; Sorensen, A. G. *Robust breast cancer detection in mammography and digital breast tomosynthesis using an annotation-efficient deep learning approach*. *Nat. Med.* 2021, 27, 244–249.
132. Kukharchuk, Vasyl V., Sergii V. Pavlov, Volodymyr S. Holodiuk, Valery E. Kryvonosov, Krzysztof Skorupski, Assel Mussabekova, and Gaini Karnakova. 2022. "Information Conversion in Measuring Channels with Optoelectronic Sensors" *Sensors* 22, no. 1: 271. <https://doi.org/10.3390/s22010271>

133. Avrunin, O.G.; Nosova, Y.V.; Pavlov, S.V.; Shushliapina, N.O.; and etc. *Research Active Posterior Rhinomanometry Tomography Method for Nasal Breathing Determining Violations*. *Sensors* 2021, 21, 8508. doi: 10.3390/s21248508, <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/24/8508>
134. Avrunin, O.G.; Nosova, Y.V.; Pavlov, S.V.; and etc. *Possibilities of Automated Diagnostics of Odontogenic Sinusitis According to the Computer Tomography Data*. *Sensors* 2021, 21, 1198. <https://doi.org/10.3390/s21041198> (Q2).
135. Yurii O. Bezsmertnyi, Sergii V. Pavlov, and etc. *"Information model for forecasting of violation reparative osteogenesis of long bonds"*, Proc. SPIE 11176, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2019, 111762A (6 November 2019); <https://doi.org/10.1117/12.2536250>.
136. 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>.
137. Volodymyr D. Mishalov, Viktor T. Bachinsky, Oleg Ya. Vanchuliak, Alina Y. Zavolovitch, Yuliya V. Sarkisova, Alexander G. Ushenko, Sergii V. Pavlov, and etc. *"Jones matrix mapping of polycrystalline networks of layers of main types of amino acids"*, Proc. SPIE 11176, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2019, 1117606 (6 November 2019); <https://doi.org/10.1117/12.2536245>.
138. Sergey I. Vyatkin, Olexander N. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. *"Transformation of polygonal description of objects into functional specification based on three-dimensional patches of free forms"*, Proc. SPIE 11176, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2019, 1117622 (6 November 2019); <https://doi.org/10.1117/12.2537043>.
139. Pavlov S.V. *Selective irradiation of superficial tumours depending on the photosensitiser fluorescence in the tissue/* O. M. Chepurna, V. V. Kholin, S. V. Pavlov, and etc. // Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 53-58; <https://www.taylorfrancis.com/books/e/9780429615498/chapters/10.1201/9780429057618-8>.

140. 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; <https://www.taylorfrancis.com/books/e/9780429615498/chapters/10.1201/9780429057618-12>.
141. Dubolazov O. V., Ushenko A. G, Pavlov S. V., and etc. *The complex degree of coherence of the laser images of blood plasma and the diagnostics of oncological changes of human tissues*, Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 185-194;
142. O. V. Dubolazov, A. G. Ushenko, Y. A. Ushenko, M. Yu. Sakhnovskiy, P. M. Grygoryshyn, N. Pavlyukovich, O. V. Pavlyukovich, V. T. Bachynskiy, S. V. Pavlov, V. D. Mishalov, Z. Omiotek & O. Mamyrbaev. *Laser Müller matrix diagnostics of changes in the optical anisotropy of biological tissues*/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 195-203;
143. Dubolazov O. V. , Ushenko A. G. . Pavlov, S. V, and etc. *Laser microscopy of polycrystalline human blood plasma films*, Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 205-217.
144. Rovira R. H., Pavlov S. V., Wójcik W. and etc. *Tele-detection system for the automatic sensing of the state of the cardiovascular functions in situ*, Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press / Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 289-296.
145. Vlasenko O., Wójcik W., Pavlov S. V., and etc. *Multichannel system for recording myocardial electrical activity*, Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press / Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 307-314;
146. Olexander N. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. *Offsetting and blending with perturbation functions* // Proc. SPIE 11045, Optical Fibers and Their Applications 2018, 110450W, 2019; doi: 10.1117/12.2522353;<https://doi.org/10.1117/12.2522353>.
147. Olexander N. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. *A GPU-based multi-volume rendering for medicine* // Proc. SPIE 11045, Optical Fibers

- and Their Applications 2018, 1104513, 2019); doi: 10.1117/12.2522408; <https://doi.org/10.1117/12.2522408>.
148. Olexander N. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. *Offsetting and blending with perturbation functions* // Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018, 108082Y, doi: 10.1117/12.2501694; <https://doi.org/10.1117/12.2501694/>.
149. Leonid I. Timchenko, Sergii V. Pavlov, and etc. *Precision measurement of coordinates of power center of extended laser path images* // Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018, 1080810; doi: 10.1117/12.2501628; <https://doi.org/10.1117/12.2501628>.

ДОДАТКИ

Додаток А
Фрагмент лістингу програмного забезпечення для аналізу
біомедичних зображень мікроциркуляції судин очного дна та
кон'юнктиви ока

```
unit Unit1;
interface
uses
  Dialogs,
  Windows, Messages, SysUtils, Classes, Graphics, Controls, Forms,
  ExtCtrls, StdCtrls, ComCtrls;

type
  TForm1 = class(TForm)
    Button1: TButton;
    OpenDialog1: TOpenDialog;
    Button2: TButton;
    Image1: TImage;
    ProgressBar1: TProgressBar;
    procedure Button1Click(Sender: TObject);
    procedure Button2Click(Sender: TObject);
  private
    { Private declarations }
  public
    { Public declarations }
  end;
var
  Form1: TForm1;
  HistA, Hist : Array[0..255] of Integer;
implementation
uses Unit2;

{$R *.DFM}
procedure TForm1.Button1Click(Sender: TObject);
begin
  If OpenDialog1.Execute Then
    Begin
      Image1.Picture.LoadFromFile(OpenDialog1.FileName);
      Image1.Picture.Bitmap.PixelFormat := pf24bit;
```

```

    End;
end;

procedure TForm1.Button2Click(Sender: TObject);
Type TCol = Record
    r,g,b,c : Byte;
End;

Var i,j,k,l,max : Integer;
    t,t1 : Extended;
    BackUpImage : TBitmap;
begin
    ProgressBar1.Max := Image1.Picture.Height;
    For i := 0 to 255 do HistA[i] := 0;

    max := 0;
    For i := 0 to Image1.Picture.Height-1 do
        Begin
            ProgressBar1.Position := i;
            For j := 0 to Image1.Picture.Width-1 do
                Begin
                    k := Image1.Picture.Bitmap.Canvas.Pixels[j,i];
                    TCol(k).b := Round(0.3*TCol(k).r +
                        0.59*TCol(k).g+0.11*TCol(k).b);
                    TCol(k).r := TCol(k).b;
                    TCol(k).g := TCol(k).b;

                    Inc(HistA[TCol(k).g]);

                    Image1.Picture.Bitmap.Canvas.Pixels[j,i] := k;
                End;
            End;
        End;
    For i := 0 to 255 do
        If HistA[i] > Max Then
            Begin
                Max := HistA[i];
                Form2.FirstX := Round(i*1.5);
                If Form2.FirstX > 255 Then Form2.FirstX := 255;
            End;
        End;
    End;
end;

```

```

        Form2.Shape1.Left := Form2.FirstX + 2;
    End;
    For i := 0 to 255 do HistA[i] := Round(HistA[i] / max*100);

Form2.Image1.Picture.Bitmap.Canvas.FloodFill(0,0,clWhite,fsSurface);
    For i := 0 to 255 do
        Begin
            Form2.Image1.Picture.Bitmap.Canvas.Pen.Color :=
i*256+i*65536+i;
            Form2.Image1.Picture.Bitmap.Canvas.MoveTo(i,105);
            Form2.Image1.Picture.Bitmap.Canvas.LineTo(i,115);
        End;
    Form2.Image1.Picture.Bitmap.Canvas.Pen.Color := 0;
    For i := 0 to 255 do
        Begin
            Form2.Image1.Picture.Bitmap.Canvas.MoveTo(i,100);
            Form2.Image1.Picture.Bitmap.Canvas.LineTo(i,100-HistA[i]);
        End;

    BackUpImage := TBitmap.Create;
    BackUpImage.Assign(Image1.Picture.Bitmap);
    Form2.ShowModal;
    Image1.Picture.Bitmap.Assign(BackUpImage);
    BackUpImage.Free;
end;
end.
unit Unit2;
interface
uses
    Windows, Messages, SysUtils, Classes, Graphics, Controls, Forms,
Dialogs,
    ExtCtrls, Menus, ComCtrls, StdCtrls, Spin;

type
    TForm2 = class(TForm)
        Panel1: TPanel;
        Image1: TImage;

```

```

    Shape1: TShape;
    Button1: TButton;
    SpinEdit1: TSpinEdit;
    Label1: TLabel;
    procedure FormCreate(Sender: TObject);
    procedure Image1MouseDown(Sender: TObject; Button:
TMouseButton;
        Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
    procedure Go1Click(Sender: TObject);
    procedure Button1Click(Sender: TObject);
private
    { Private declarations }
public
    { Public declarations }
    FirstX, LastX : Integer;
    PArea : LongInt;
    Area : Real;
end;
var
    Form2: TForm2;
    Var dr : Boolean;

implementation
    Uses Unit1;
    {$R *.DFM}

    procedure TForm2.FormCreate(Sender: TObject);
    Var Rect : TRect;
begin
    Image1.Picture.Bitmap := GetFormImage;
    Image1.Picture.Bitmap.Monochrome := False;
    Image1.Picture.Bitmap.PixelFormat := pf24bit;
    iIMAGE1.Width := 255;
    Image1.Height := 120;
    Panel1.Visible := True;
    Shape1.Visible := True;
end;

```

```

    procedure TForm2.Image1MouseDown(Sender: TObject; Button:
TMouseButton;
    Shift: TShiftState; X, Y: Integer);
begin
    Shape1.Left := x+2;
    FirstX := x;
end;
procedure TForm2.Go1Click(Sender: TObject);
Var i, j, k, l : Integer;
begin
    If FirstX > LastX Then
        Begin
            l := LastX;
            LastX := FirstX;
            FirstX := l;
        End;
end;
procedure TForm2.Button1Click(Sender: TObject);
Type TCol = Record r,g,b,c : Byte; End;
Var i,j,l : Integer;
begin
    pArea := 0;
    With Form1.Image1.Picture.Bitmap do
    For i := 0 to Form1.Image1.Picture.Bitmap.Height -1 do
        For j := 0 to Form1.Image1.Picture.Bitmap.Width -1 do
            Begin
                If TCol(Canvas.Pixels[j,i]).r >= FirstX then
                    Begin
                        inc(pArea);
                        Canvas.Pixels[j,i] := 65535;
                    End;
            End;
        Area := PArea;
        Area := Area/spinEdit1.Value/spinEdit1.Value*2.54*2.54*10*10;
        ShowMessage( 'Площа = '+FloatToStr(Area)+' cm^2');
        Form2.Close;
    end;
end.

```

Додаток Б **Система визначення** **структурних змін мікроциркуляції судин ока та очного дна**



Призначення, переваги, основні характеристики

Діагностична система визначення структурних змін мікроциркуляції ока та очного дна забезпечує виконання таких функціональних задач: динамічне спостереження за станом мікроциркуляції в процесі діагностики і лікування патологічних змін, аналіз структурно-функціональних особливостей мікрогемодинаміки, визначення ступеню насичення крові киснем.

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.

Області використання

Використання результатів роботи планується перш за все, при розробці сучасних систем діагностування захворювань судин ока при запальних процесах, деструктивних змінах судин сітківки, тощо.

Впровадження

Результати роботи планується у медичних закладах України Міністерства охорони здоров'я України для кафедр очних хвороб для оперативної діагностування патологій зору і створенням бази даних на кожного пацієнта, для кабінетів фізіотерапевтичних процедур для оперативного контролю та подальшим терапевтичним впливом з видачею висновків про ефективність лікування, а також для раннього діагностування в профілактичній медицині та контролю персоналу.

Додаток В

Методика визначення автокореляційної функції для оцінювання динамічних змін біомедичних зображень мікроциркуляції судин очного дна та кон'юнктиви ока

Біомедичні зображення (БЗ) мають різного роду спотворення, які пов'язані із різноманітними факторами [132], які виникають внаслідок впливу фізичних властивостей біологічного об'єкту, технічних особливостей оптико-електронної системи. Тому деформації, що виникають необхідно якимось чином враховувати у моделі оброблення. Нижче пропонується один із варіантів вирішення даної проблеми.

Методику можна узагальнити таким чином. Нехай $Y(t)$ – вихідний вектор сигналу БЗ, і $Y(t)=X(g(t))$ – аналізований викривлений вектор сигналу БЗ. Щоб виконати аналіз, за допомогою якого можливо відновити вектор $Y(t)$ потрібно геометрично охарактеризувати сигнал. Ключова ідея полягає в тому, що: для незміщеного викривленого вектора знаходяться оптимальні нелінійні ваги усіх компонент; для зміщеного викривленого вектора знаходиться його додаткове зміщення з допомогою взаємозв'язку коефіцієнтів апроксимації; видалення помилок, що виникають внаслідок впливу факторів дискретизації і статистичних параметрів. Показується, що існує ряд відповідностей між функцією викривлення $g(t)$ і факторами апроксимації, а також розкидом геометричних характеристик сигналу, що обмежений різноманітними порогами.

Під час оцінювання параметрів точки прив'язки (x, y) (далі – точки прив'язки) розуміються координати енергетичного центра БЗ $X(g(t))$, що формуються лише із не викривленого сигналу $X(t)$ і які повинні бути інваріантні до викривлення $g(t)$. Координати (x,y) енергетичного центру двохвимірною сигналу БЗ із питомою нелінійною щільністю $w(f(x,y))$, що відповідає даному значенню $f(x,y)$ (далі щільністю $w(f(x,y))$), виражаються в такому вигляді:

$$x = \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} w(f \cdot (x, y)) \cdot x, \quad y = \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} w(f \cdot (x, y)) \cdot y,$$

$$M = \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} w(f \cdot (x, y)).$$

Для попереднього опису методу, припустимо, що для розглянутої вибірки зображень, координати центрів тяжкості фігур одиничної щільності, що утворені крайовими лініями яскравості (далі окремі центри), суттєво не змінюються. У цьому випадку, щоб знайти точку прив'язки,

знаходимо оптимальну щільність $w(f(x,y))$, для визначення якої використовуються наступні вирази:

$$\sum_{i=0}^{n-1} w_i \sum x^{(i)} = x_e, \quad \sum_{i=0}^{n-1} w_i \sum y^{(i)} = y_e \quad (\text{B.1})$$

де w_i – шукані щільності, що відповідають заданій яскравості (w_i – для параметрів x , w'_i – для параметрів y), $x^{(i)} y^{(i)}$ – значення x , y , що відповідають i -му зображенню, x_e, y_e – еталонні параметри.

Вираз (2.17) інакше можна виразити таким чином:

$$\sum_{i=0}^{n-1} w_i x_i = x_e, \quad \sum_{i=0}^{n-1} w'_i y_i = y_e,$$

де x_i, y_i — координати окремих центрів для ділянок, обмежених крайовими лініями яскравості, що відповідають індексу i . За еталонні параметри x_e і y_e прийняті усереднені значення окремих центрів такого зображення, що мають найменший розкид значень.

Виключивши припущення про те, що в поточній вибірці зображень окремі центри близькі, координати точки прив'язки виразяться у наступному вигляді:

$$x = \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} w(f(x,y)) \cdot (x + \delta_x), \quad y = \frac{1}{M} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} w(f(x,y)) \cdot (y + \delta_y),$$

де δ_x і δ_y – зміщення, що відповідають даному зображенню по відношенню до еталонного зображення або зображення норми.

Таким чином, щільності можна визначити із таких виразів:

$$\sum_{i=0}^{n-1} w_i \sum (x^{(i)} + \Delta x) = x_e, \quad \sum_{i=0}^{n-1} w'_i \sum (y^{(i)} + \Delta y) = y_e. \quad (\text{B.2})$$

Вирази (B.2) є справедливими для групи зображень із близькими зміщеннями окремих центрів ($\Delta x, \Delta y$) між дійсним і викривленим сигналом. У роботі [132] показано, що для деяких видів природних зображень при апроксимації крайових ліній можна використовувати відношення квадратного і кубічного коефіцієнтів апроксимації. При цьому зазначено, що одноманітні компоненти зображення мають найбільшу кореляцію відносно інших відношень коефіцієнтів. Для формування цієї залежності для вибору груп зображень із близько зміщеними сигналами в роботі використовувалась ще одна операція – апроксимація крайових ліній зображення із застосуванням метода найменших квадратів. При виконанні останньої операції помічено, що близькозміщені зображення можуть мати близьке відношення квадратного і кубічного коефіцієнтів апроксимації c_2/c_3 для ряду крайових ліній.

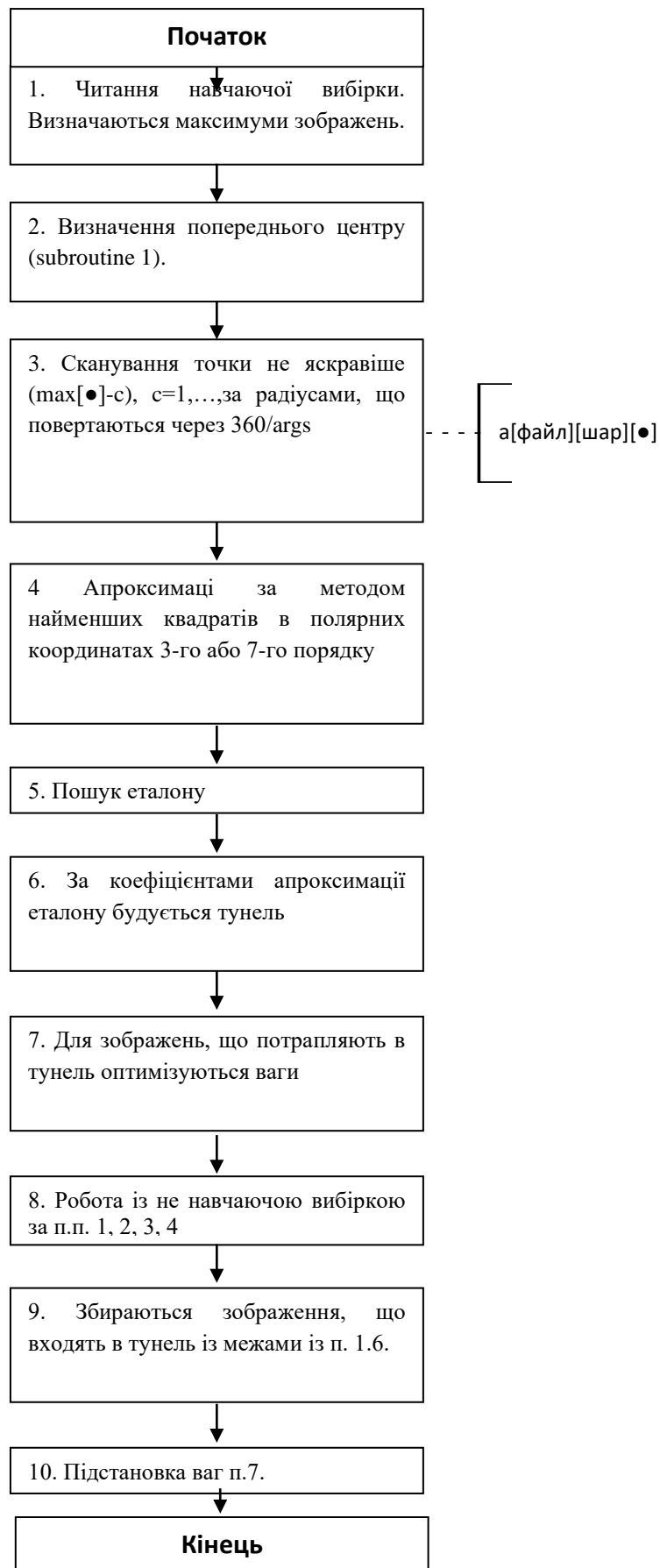


Рисунок В.1. Алгоритм опрацювання біомедичних зображень

При цьому для визначення малих зміщень і для оцінювання точності порівняння даних коефіцієнтів додатково можна використовувати коефіцієнт апроксимації c_7 . Узагальнюючи вищесказане, основний метод навчання для оцінювання координат точки прив'язки можна представити, так як це показано на рис. В.1 і рис. В.2 [132].

Після закінчення процесу навчання, ненавчаюча вибірка зображень класифікується за значенням відношення c_2/c_3 , а також із врахуванням вирахованих щільностей і знайдених зміщень точок прив'язки.

Тут діапазон значень коефіцієнтів $v^* = c_2 / c_3$, лежить в тунелі навкруги значення еталону або норми e , границі якого вибираються так,

щоб виконувались умови: $x_e - x^* \in \bigcup_{i=0}^k \varepsilon_i^{(x)}$, $y_e - y^* \in \bigcup_{i=0}^k \varepsilon_i^{(y)}$; $w_e - w^* < E_{max}$,

де E_{max} – максимальна помилка координати, $\varepsilon_i^{(x,y)}$ - сукупність тунельних інтервалів.

Для досягнення більшої достовірності в роботі використовувалась операція тунелювання коефіцієнтів апроксимації, як показано на алгоритму (рис. В.1).

Після закінчення навчання ненавчаюча вибірка зображень класифікується не лише за значеннями відношень коефіцієнтів c_2/c_3 , але також із врахуванням розрахованих щільностей або знайдених зміщень точок прив'язки.

Слід відзначити, що при розрахунку точки прив'язки крайові лінії зображення можуть проходити оброблення, використовуючи при цьому банк фільтрів для усунення помилки дискретизації і ефектів, що відбуваються шляхом виявлення особливих статистичних параметрів [133].

Тестування використаної моделі виконується шляхом аналізу наборів даних – на основі розрахунку параметрів навчаючої вибірки БЗ. Покажемо, що еталони x_e і y_e можуть бути визначені як зображення із малим розкидом їх окремих центрів. Результати експериментів показують, що ці зображення мають близькі коефіцієнти апроксимації c_2, c_3 . Очевидно, що у випадку значних викривлень з'являється нерівномірний розподіл енергії, що призводить у результаті до зміщення координат локальних центрів.

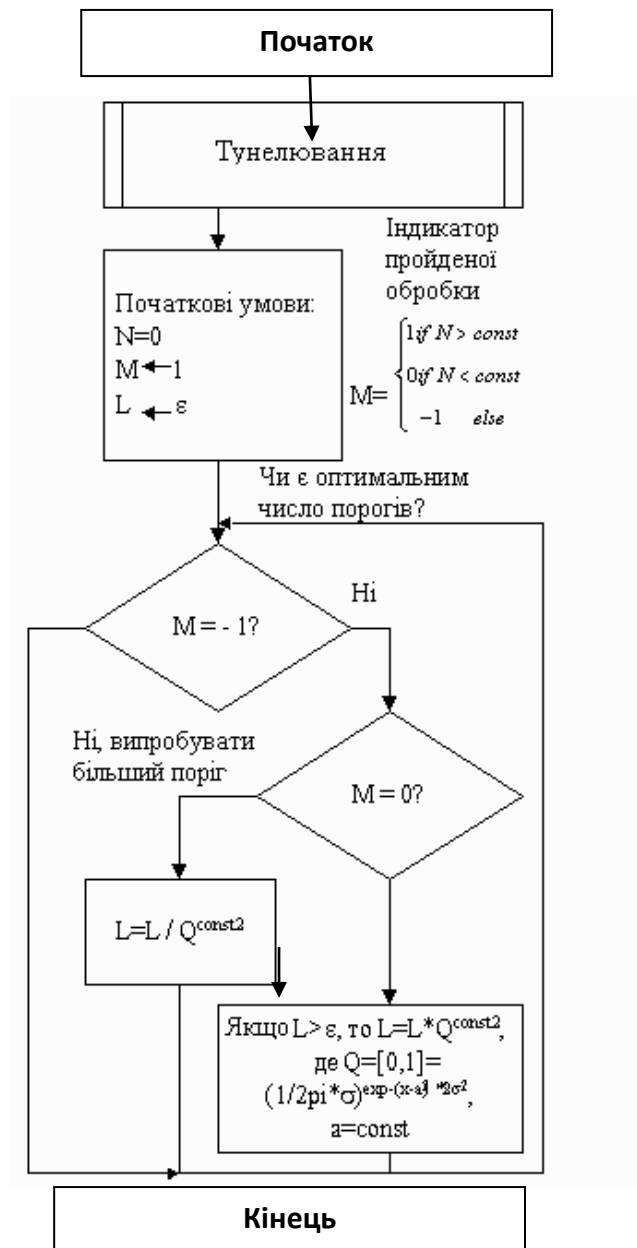


Рисунок В.2. Алгоритм тунелювання для оцінювання координат коефіцієнтів точки прив'язки апроксимації

У результаті запропонованого навчання, похибка визначення точки прив'язки не перевищує 1,6 пікселя. Погрішність складається із неточності прийнятого поняття еталону або норми, неточності апроксимації координатної прив'язки при навчанні, не абсолютної кореляції квадратного і кубічного коефіцієнтів апроксимації крайових ліній, через дискретизацію зображення і вплив статистичних параметрів. На рис. В.3 показано крайові лінії використаного еталонного зображення.

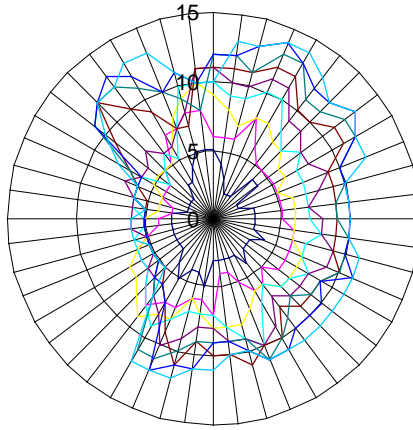


Рисунок В.3. Крайові лінії еталонного зображення

У роботі [132] запропоновано алгоритм для визначення координат точки прив'язки для визначення уточненого енергетичного центра БЗ. Складність запропонованих функцій дозволяє робити оброблення в реальному масштабі часу із порівняно простим апаратним забезпеченням. Результати емуляції дають максимальну помилку визначення точки прив'язки $1,6 \div 1,7$ пікселя, котра при таких же умовах приблизно в 1,5 рази менша, ніж при використанні традиційних методів апроксимації [134].

У роботі пропонується використовувати вдосконалений метод розрахунку текстурної ознаки біомедичних об'єктів, що засновано на ідеї Розенфельда та Троя [109]. Як текстурна ознака приймаємо кількість перепадів яскравості в околі точки. Очевидним недоліком методу [135] є використання неавтоматизованої процедури визначення перепадів, за допомогою якої створюється контурний препарат $E(j, k)$, такий, що $E(j, k) = 1$ для виявленої точки перепаду і $E(j, k) = 0$ в протилежному випадку. При цьому поріг вручну встановлюється нижче, ніж у випадку виділення граничних точок ділянок постійної яскравості. Іншим недоліком є формування є лише дворівневого контурного препарату $E(j, k)$, внаслідок чого виключається можливість виконання операції оконтурювання зображення. Текстурна ознака формується у вигляді (В.5) і розраховується у вікні розміром $(2W+1) \times (2W+1)$ для кожної розглянутої точки зображення.

$$T(j, k) = \left[\frac{1}{(2W+1)^2} \right] \sum_{m=j-W}^{j+W} \sum_{n=k-W}^{k+W} E(m, n),$$

З метою виключення вищезазначених недоліків застосуємо метод узагальненого контурного препарування, в основу якого положено знакову операцію К-порівняння, котра більш адекватно, ніж традиційні знакові

операції описує операцію порогового попереднього оброблення зображення [136].

Сутність операції K -порівняння (\underline{K}) значень двох відліків полягає в пороговому обробленні їх різниці відносно локально-різницевого порога (ЛРП) $q_{lg}^{(\vec{r})}$ ранга r еталонного зображення g із наступним маскуванню відліку рангової маски

$$\begin{aligned}
 w_g^{(\vec{r})}(i', j') &= \left\{ w_{g_{i',j'}}^{(\vec{r})} \right\} \\
 \Delta g_{i',j'}^{(\vec{r})} &= g_{i',j'} - g_{i'+r_x, j'+r_y}, \quad \vec{r} = (r_x, r_y) \\
 \left[\Delta g_{i',j'}^{(\vec{r})} \stackrel{K}{=} q_{lg}^{(\vec{r})} \right] &= a_{g_{i',j'}}^{\varepsilon(\vec{r})}, \quad \varepsilon \in \{+, 0, -\} \\
 \left\{ \begin{aligned}
 a_{g_{i',j'}}^{+(\vec{r})} &= \begin{cases} 1 & \text{при } \Delta g_{i',j'}^{(\vec{r})} \geq q_{lg}^{(\vec{r})} \geq 0 \\ 0 & \text{інакше,} \end{cases} \\
 a_{g_{i',j'}}^{0(\vec{r})} &= \begin{cases} 1 & \text{при } |\Delta g_{i',j'}^{(\vec{r})}| < q_{lg}^{(\vec{r})} \\ 0 & \text{інакше,} \end{cases} \\
 a_{g_{i',j'}}^{-}(\vec{r}) &= \begin{cases} 1 & \text{при } \Delta g_{i',j'}^{(\vec{r})} \leq -q_{lg}^{(\vec{r})} \leq 0 \\ 0 & \text{інакше} \end{cases}
 \end{aligned} \right. \quad (B.3) \\
 a_{gw_{i',j'}}^{\varepsilon(\vec{r})} &= a_{g_{i',j'}}^{\varepsilon(\vec{r})} \& w_{g_{i',j'}}^{(\vec{r})} \\
 w_{g_{i',j'}}^{(\vec{r})} &= w_{g_{i',j'}} \& w_{g_{i'-r_x, j'-r_y}}
 \end{aligned}$$

У результаті узагальненого контурного препарування [137] відлік рангової різниці $\Delta g_{i',j'}^{(\vec{r})}$ задається трьома відліками $\{a_{gw_{i',j'}}^{+(\vec{r})}, a_{gw_{i',j'}}^{0(\vec{r})}, a_{gw_{i',j'}}^{-}(\vec{r})\}$ маскованого додатного, нульового і від'ємного узагальнених контурних препаратів відповідно.

Маскування рангової маски дозволяє порівнювати відліки, що належать лише зображенню еталона, при цьому виключається порівняння відліків цього зображення із відліками фону, а також порівняння відліків фону між собою.

Якщо, не проводячи операцію порогового оброблення рангових різниць $\Delta g_{i',j'}^{(\vec{r})}$, скласти ці різниці вздовж напрямку, що визначається ранговим вектором, то отримаємо суму різниць відліків зображення еталону, що примикають до його контуру.

Крім того, якщо об'єднати додатній і від'ємний узагальнені контурні препарати, тобто $a_{gwi',j'}^{n(\bar{r})} = a_{gwi',j'}^{+(\bar{r})} \vee a_{gwi',j'}^{-(\bar{r})}$, то об'єднаний препарат можна розглядати як результат своєрідної операції оконтурювання зображення, котру доречно використовувати у визначенні текстурної ознаки при оконтурюванні біомедичного зображення згідно виразу (В.3).

У цьому випадку, удосконалений метод визначеного текстурної ознаки буде характеризуватися таким виразом:

$$T(j, k) = \left[\frac{1}{(2W + 1)^2} \right] \sum_{m=j-W}^{j+W} \sum_{n=k-W}^{k+W} (a_{gm}^{+(\bar{r})} \vee a_{gn}^{-(\bar{r})}),$$

Для більш детального дослідження властивостей біомедичного зображення можна при визначенні текстурної ознаки використовувати окремо додатні, від'ємні і нульові перепади яскравості [138÷140].

У цьому випадку формуються текстурні ознаки, що розраховуються у вікні розміром $(2W+1) \times (2W+1)$ для кожної точки зображення, що розглядається:

$$T^+(j, k) = \left[\frac{1}{(2W + 1)^2} \right] \sum_{m=j-W}^{j+W} \sum_{n=k-W}^{k+W} (a_{gm}^{+(\bar{r})}), \quad (B.4)$$

$$T^-(j, k) = \left[\frac{1}{(2W + 1)^2} \right] \sum_{m=j-W}^{j+W} \sum_{n=k-W}^{k+W} (a_{gn}^{-(\bar{r})}), \quad (B.5)$$

$$T^0(j, k) = \left[\frac{1}{(2W + 1)^2} \right] \sum_{m=j-W}^{j+W} \sum_{n=k-W}^{k+W} (a_{gm}^{0(\bar{r})}). \quad (B.6)$$

Приклад формування вихідних числових матриць для III неймережі наведений на рис. В.4.

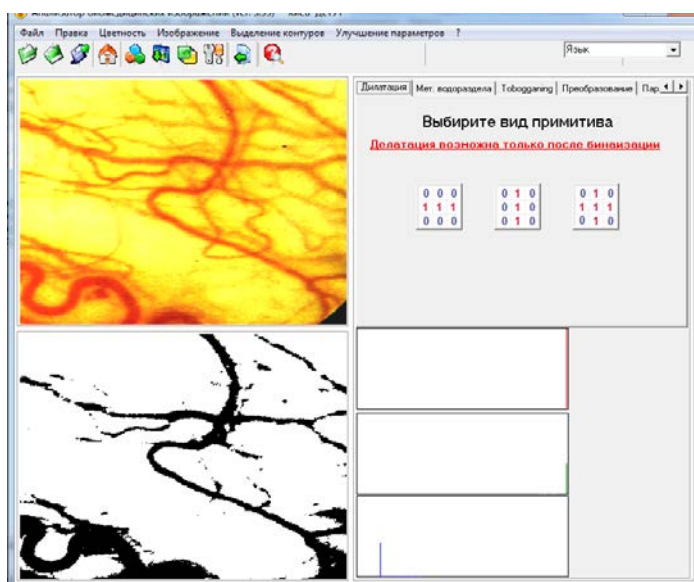


Рисунок В.4. – Приклад формування вихідних числових матриць для III нейромережі

Таким чином, доцільно використовувати замість додатних, від’ємних і нульових узагальнених просторово-пов’язаних препаратів три текстурних ознаки для кожної точки зображення: кількість додатних препаратів виду (1.4), кількість від’ємних препаратів виду (В.5) і кількість нульових препаратів вигляду (ВІ.6). Дані три поля текстурних ознак формують вихідні числові матриці для III нейромережі, що використовує для навчання ідею популяційного кодування.

Електронне наукове видання

**Наталя Петрівна Бабюк
Сергій Володимирович Павлов
Петро Федорович Колісник
Оркен Жумажанович Мамирбаєв
Жанар Жубандиківна Ажибекова**

**ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНА СИСТЕМА ОЦІНЮВАННЯ
ДИНАМІЧНИХ ЗМІН БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ**

Монографія

Видається в авторській редакції

Рукопис оформила *Н. Бабюк*

Оригінал-макет виготовив *В. Павлов*

Підписано до видання 15.08.2024 р.

Гарнітура Times New Roman.

Зам. № P2024-138.

Видавець та виготовлювач

Вінницький національний технічний університет,

Редакційно-видавничий відділ.

ВНТУ, ГНК, к. 114.

Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021.

press.vntu.edu.ua;

Email: rvv.vntu@gmail.com

Свідоцтво суб'єкта видавничої справи

серія ДК № 3516 від 01.07.2023 р.