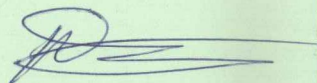


Міністерство освіти і науки України  
Національний університет «Львівська політехніка»

**ПЩУН ОЛЕГ ЙОСИПОВИЧ**



УДК 004.89 + 004.932

**МЕТОДИ І ЗАСОБИ ОПРАЦЮВАННЯ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ  
В СИСТЕМАХ АВТОМАТИЗОВАНОЇ МІКРОСКОПІЇ**

05.13.23 – «Системи та засоби штучного інтелекту»

**Автореферат**

дисертації на здобуття наукового ступеня  
кандидата технічних наук

Львів – 2018

Дисертацією є рукопис

Робота виконана в Тернопільському національному економічному університеті Міністерства освіти і науки України

**Науковий керівник:**

доктор технічних наук, професор  
Березький Олег Миколайович  
Тернопільський національний економічний університет,  
завідувач кафедри комп'ютерної інженерії

**Офіційні опоненти:**

доктор технічних наук, професор,  
**Яровий Андрій Анатолійович**,  
Вінницький національний технічний університет,  
завідувач кафедри комп'ютерних наук

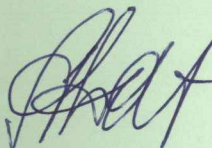
кандидат технічних наук, доцент,  
**Бабілонга Оксана Юріївна**,  
Одеський національний політехнічний університет,  
доцент кафедри інформаційних систем  
інституту комп'ютерних систем

Захист відбудеться «25» жовтня 2018 р. о 14<sup>00</sup> годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 35.052.14 у Національному університеті «Львівська політехніка» за адресою: 79013, м. Львів, вул. С. Бандери, 28а, ауд. 807, V навчальний корпус.

З дисертацією можна ознайомитись у Науково-технічній бібліотеці Національного університету «Львівська політехніка» (79013, м. Львів, вул. Професорська, 1).

Автореферат розіслано « 21 » вересня 2018 р.

Учений секретар  
спеціалізованої вченої ради,  
кандидат технічних наук, доцент



А.С. Батюк

## ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

**Актуальність теми:** Одним із базових напрямків світової науки у 21-ому столітті є розвиток фундаментальних і прикладних наук про здоров'я людини. Найбільша смертність населення планети спричинена серцево-судинними та онкологічними захворюваннями. Нобелівський лауреат Девід Балтімор сказав про ракові клітини так: «Рак – це армія клітин, яка змагається з нашими методами лікування так, що, я впевнений, ми будемо змушені вести цю битву постійно». Отже, дієвими способами боротьби з онкологічними захворюваннями є рання діагностика.

Програмно-апаратні засоби відіграють одну з головних ролей при діагностуванні онкологічних захворювань. Для опрацювання біомедичних (цитологічних, гістологічних, імуногістохімічних) зображень використовують системи автоматизованої мікроскопії (САМ). Апаратне забезпечення цих технічних засобів містить мікроскоп, відеокамеру та обчислювальний засіб (робочу станцію, ноутбук).

Програмне забезпечення сучасних САМ включає в основному методи та алгоритми опрацювання мікроскопічних зображень на низькому (попереднє оброблення) та середньому (сегментація, контурний і текстурний аналізи) рівнях комп'ютерного зору. Але в них практично відсутні сучасні методи та алгоритми опрацювання зображень на високому рівні (класифікація зображень).

Основними користувачами САМ є лікарі-діагности: цитологи і гістологи. Представлені на ринку системи не є багатокористувацькими. Особливістю теперішньої процедури постановки діагнозу є залучення багатьох експертів, які можуть бути територіально віддалені. САМ з елементами телемедицини дозволяють підвищити швидкість та продуктивність роботи медичного персоналу.

Сегментація біомедичних зображень є важливою складовою САМ і дозволяє виділити досліджувані мікрооб'єкти. Використання кількісних критеріїв дозволяє об'єктивно оцінити якість сегментації, що підвищує точність дослідження.

Особливою популярністю на теперішній час, для задач класифікації зображень, користуються згорткові нейронні мережі (ЗНМ), які на вході отримують зображення, а на виході дають мітку класу. Однією з основних проблем при роботі з ЗНМ є час навчання. Але, розвиток потужностей графічних процесорів дозволяє різко зменшити час навчання цих нейронних мереж.

Розроблені методи та алгоритми опрацювання зображень використовують наукові досягнення українських і закордонних дослідників. Значний внесок у розробку методів та алгоритмів опрацювання зображень зробили: Gonsales R., Prewitt J. M. S., Шапиро Л. (попереднє оброблення, сегментація, розпізнавання зображень), Абламейко С.В., Недзьведь А.М. (опрацювання біомедичних зображень), Медовий В.С. (системи автоматизованої мікроскопії), Шлезінгер М. І., Alt H., Atallah M. J., Zhang Y. J., Rote G., (порівняння зображень на основі метрик), Воробель Р.А. (попереднє оброблення зображень), Боюн В.П (апаратні

засоби для аналізу зображень), Машталір В.П., Пелешко Д.Д. (сегментація зображень), Тимченко Л.І., Яровий А.А (сегментація, розпаралелення алгоритмів опрацювання зображень), Бодяньський Є.В., Ткаченко Р.О., Цмоць І.Г. (алгоритми класифікації з використанням нейронних мереж).

Незважаючи на значний доробок вітчизняних і закордонних вчених залишаються нерозв'язаними наукові задачі опрацювання біомедичних зображень на різних рівнях комп'ютерного зору.

Тому підвищення якості і точності оброблення, сегментації і класифікації біомедичних зображень в системах автоматизованої мікроскопії є актуальною науковою задачею.

### **Зв'язок роботи з науковими програмами, планами і темами.**

Дисертаційна робота виконувалась у рамках держбюджетної науково – дослідної роботи кафедри комп'ютерної інженерії Тернопільського національного економічного університету «Гібридна інтелектуальна інформаційна технологія діагностування передракових станів на основі аналізу зображень» (Державний реєстраційний номер 1016U002500), яка виконувалась згідно наказу Міністерства освіти і науки України за результатами конкурсного відбору проектів наукових досліджень.

### **Мета і задачі дослідження.**

Метою дослідження є розроблення, удосконалення та розвиток методів і алгоритмів оброблення, сегментації і класифікації біомедичних зображень з підвищеною точністю.

Для досягнення поставленої мети у дисертаційній роботі необхідно розв'язати такі завдання:

- 1) провести аналіз існуючих методів, алгоритмів і засобів оброблення біомедичних зображень в системах автоматизованої мікроскопії;
- 2) розробити метод кількісної оцінки якості сегментації на основі метрик Громова-Фреше та Громова-Хаусдорфа;
- 3) розробити метод автоматичного вибору алгоритмів сегментації та їх параметрів;
- 4) вдосконалити метод попереднього оброблення цитологічних і гістологічних зображень;
- 5) розвинути нейромережевий метод класифікації цитологічних і гістологічних зображень;
- 6) програмно реалізувати багатокористувацьку інтелектуальну САМ;
- 7) реалізувати базу даних гістологічних і цитологічних зображень передракових і ракових станів молочної залози.

**Об'єкт дослідження** – процеси програмного опрацювання біомедичних зображень.

**Предмет досліджень** – методи попереднього оброблення біомедичних зображень, методи кількісної оцінки сегментації на основі метрик Фреше та Хаусдорфа, структури та моделі згорткових нейронних мереж.

**Методи дослідження.** Для проведення досліджень застосовуються методи теорії алгоритмів для розроблення алгоритмів опрацювання зображень, теорія метрик для порівняння зображень в метриках Фреше та Хаусдорфа,

теорія нечіткої логіки для формування правил опрацювання зображень, методи комп'ютерного зору для попереднього оброблення, сегментації і класифікації зображень, технології об'єктно – орієнтованого програмування для програмної реалізації САМ.

**Наукова новизна отриманих результатів полягає в наступному:**

*вперше:*

- розроблено метод метричної кількісної оцінки якості сегментації біомедичних зображень, який за рахунок використання метрик Громова-Хаусдорфа та Громова-Фреше забезпечує підвищення точності оцінювання сегментації;
- метод автоматичного вибору алгоритмів сегментації біомедичних зображень, який за рахунок використання метрик, бази знань та адаптації алгоритмів до типу зображень забезпечує підвищення точності сегментації.

*вдосконалено:*

- метод опрацювання цитологічних і гістологічних зображень, який за рахунок використання бази знань алгоритмів фільтрації, правил гістограмного вирівнювання та адаптації до типу зображень, забезпечує покращення їх якості.

*отримав подальший розвиток:*

- нейромережевий метод класифікації цитологічних і гістологічних зображень, який за рахунок комбінації згорткових і субдискретизуючих шарів забезпечує підвищення точності класифікації.

**Практичне значення одержаних результатів.**

- на основі розроблених методів та алгоритмів програмно реалізовано багатокористувацьку САМ з адаптивними алгоритмами опрацювання зображень та адаптивними графічними інтерфейсами для різних типів користувачів (свідоцтво на авторське право №75360);
- на основі експериментальних досліджень зображень передракових і ракових станів молочної залози реалізовано базу даних для системи автоматизованої мікроскопії (свідоцтво на авторське право № 75359).

Розроблені методи підвищують точність оцінки результатів сегментації на 12%, забезпечують підвищення якості гістологічних і цитологічних зображень на 16% та підвищують точність класифікації порівняно із існуючими класифікаторами в середньому на 20%.

Результати дисертаційного дослідження впроваджено у Тернопільському обласному патологоанатомічному бюро, Тернопільському державному медичному університеті (кафедра патологічної анатомії з секційним курсом та судової медицини) і ТЗоВ «Інститут біомедичних технологій» для розв'язання задач цитологічних і гістологічних досліджень. Теоретичні та практичні результати використано у навчальному процесі для вивчення дисциплін «Методи розпізнавання зображень і комп'ютерний зір», «Комп'ютерні системи штучного інтелекту», «Мережеве програмування», «Паралельні та розподілені обчислення», а також під час виконання курсових і дипломних робіт на кафедрі

комп'ютерної інженерії факультету комп'ютерних інформаційних технологій Тернопільського національного економічного університету.

### **Особистий внесок.**

Усі наукові результати дисертаційної роботи отримані автором самостійно. Одноосібно опубліковано працю [3]. У друкованих працях, опублікованих у співавторстві, автору належить: [1, 8, 11, 14, 17] – дослідження метрик знаходження відстаней між полігональними областями, [2] – метод кількісної оцінки якості сегментації зображень, [4] – метод автоматичного підбору алгоритмів сегментації та їх параметрів на основі метрик, [3, 12] – розроблення адаптивного методу попереднього оброблення зображень, [10, 19] – розроблення структур ЗНМ для класифікації цитологічних і гістологічних зображень, [6, 23] – структура реляційної бази даних САМ, [7, 18, 22] – опис та аналіз розробленої гібридної інтелектуальної САМ, [5, 9, 13, 16] – структура та програмні модулі САМ, [15] – структура системи класифікації зображень, [20] – метод перетворення неопуклих полігональних областей в опуклі для пошуку мінімальної відстані між просегментованими об'єктами, [21] – система класифікації біомедичних зображень засобами графічних процесорів.

**Апробація результатів дисертації.** Основні результати дисертаційної роботи апробовані на: міжнародній науковій конференції «Досвід проектування і застосування САПР в мікроелектроніці», (CADSM 2017), Львів – Поляна, Україна, 2017; XII International Conference Perspective Technologies and methods in mems design (MEMSTECH 2016), Львів – Свалява, Україна, 2016; IEEE First International Conference on Data Stream Mining & Processing (DSMP), Львів, Україна, 2016; IEEE International Conference «Computer Science and Information Technologies» (CSIT'2016), Львів, Україна, 2016, 2017; Всеукраїнській школі-семінарі молодих вчених і студентів (АСІТ 2016), Тернопіль, Україна, 2016; міжнародній науковій конференції (Інтелектуальні системи прийняття рішень та проблеми обчислювального інтелекту ISDMCI'2016), Херсон, Україна, 2016.

**Публікації.** За матеріалами дисертації опубліковано 23 друковані праці: 1 монографію, 9 статей у наукових фахових виданнях України (з них 1 статтю включено до міжнародної наукометричної бази Web of Science [2], 7 статей включено до міжнародної наукометричної бази Index Copernicus [4-10], 1 одноосібна стаття [3]), 1 статтю у науковому періодичному виданні іноземної держави, що включено до міжнародних наукометричних баз [11], 10 публікацій – у матеріалах та тезах доповідей конференцій, 2 свідоцтва про реєстрацію авторського права на твір.

### **Структура дисертації.**

Дисертація складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел і додатків. Робота містить 133 сторінки основного тексту, 45 рисунків та 25 таблиць. Загальний обсяг дисертації – 166 сторінок, список літературних джерел налічує 166 найменувань. Дисертація містить 2 додатки, розміщених на 14 сторінках.

## ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтовано актуальність теми дисертаційної роботи, подано зв'язок дисертаційної роботи з науковими програмами і темами. Сформульовано мету, задачі досліджень, наукову новизну. Наведено інформацію про апробацію та впровадження результатів дисертаційної роботи, публікації та особистий внесок здобувача.

У **першому розділі** проаналізовано біомедичні зображення та здійснено їх класифікацію. Проведено аналіз методів і алгоритмів опрацювання біомедичних зображень на трьох рівнях комп'ютерного зору. Проаналізовано основні бібліотеки та програмні пакети опрацювання зображень. Проведено порівняльний аналіз САМ.

Аналіз біомедичних зображень показав, що для діагностування онкологічних захворювань використовують цитологічні та гістологічні зображення. Біомедичне зображення – це структурно-функціональний образ органів людини і тварин, призначений для діагностики захворювань і вивчення анатомофізіологічної картини організму.

Виділено такі критерії класифікації: спосіб отримання, тип зображення та його розмірність. Класифікацію біомедичних зображень наведено у таблиці 1.

Таблиця 1

Класифікація біомедичних зображень

Критерій класифікації		
За способом отримання	За типом зображення	За розмірністю
<ul style="list-style-type: none"> <li>- цифрова радіологія;</li> <li>- комп'ютерна томографія;</li> <li>- ядерний магнітний резонанс;</li> <li>- ультразвук;</li> <li>- мікроскопія.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- RGB (мікроскопія, еластографія);</li> <li>- Зображення в градаціях сірого (рентгенографія, томографія);</li> <li>- Чорно-біле (ультразвукове дослідження).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 2D (всі зображення незалежно від способу отримання);</li> <li>- 3D (послідовність радіологічних зображень, томографічне зображення).</li> </ul>

Аналіз існуючих методів попереднього оброблення показав необхідність розробки адаптивних методів оброблення цитологічних і гістологічних зображень для зменшення рівня імпульсного шуму та вирівнювання рівня яскравості. Аналіз методів і алгоритмів на середньому рівні показав необхідність розроблення автоматичних алгоритмів сегментації. Для їх розробки необхідно здійснювати кількісну оцінку результатів сегментації.

Проведений аналіз критеріїв оцінки якості сегментації показав необхідність розробки методу кількісної оцінки якості сегментації на основі знаходження відстані між областями та контурами об'єктів. Об'єктивні критерії оцінки сегментації використовують кількісні показники. Для оцінки методів порогової сегментації існує критерій вірогідності помилки сегментації на основі підрахунку неправильно класифікованих пікселів. Критерій RUMA,



використовує параметри геометричного об'єкта для оцінки якості сегментації. Алгоритми для порівняння результатів сегментації на основі метрик базуються на відомих метриках Фреше та Хаусдорфа.

Аналіз класифікаторів біомедичних зображень показав, що найкращий результат класифікації показують такі методи: метод опорних векторів (SVM), k-найближчих сусідів. Сучасним трендом для класифікації зображень є застосування ЗНМ з використанням графічних процесорів на основі технології CUDA.

Проведений аналіз САМ для опрацювання гістологічних і цитологічних зображень показав, що більшість систем володіють функціоналом лише для оброблення зображень.

Ключовим етапом в САМ є етап виділення та розпізнання мікрооб'єктів на зображенні, наприклад, ядра, цитоплазми. Більшість САМ володіють стандартним набором алгоритмів низького рівня комп'ютерного зору, наприклад, алгоритмами фільтрації (гаусовий, медіанний, усереднюючий), контрастування, швидке перетворення Фур'є, вейвлет перетворення. До найрозповсюдженіших алгоритмів на середньому рівні комп'ютерного зору в САМ відносять: порогову сегментацію, алгоритм k-середніх, k-найближчих сусідів, алгоритм водоподілу. Серед САМ, які присутні на ринку, можна виділити BioImageXD та AxioVisison, які мають у своєму складі найбільший набір реалізованих алгоритмів сегментації. Програмна система ImageJ у своєму складі має лише декілька алгоритмів, однак надає можливість інсталяції додаткових модулів. В існуючих САМ відсутні модулі адаптивного оброблення гістологічних і цитологічних зображень.

Проведений аналіз показав, що сучасні САМ мають у своєму складі основні алгоритми опрацювання зображень. Проте, у них відсутній адаптивний інтерфейс, засоби класифікації зображень і бази знань для проведення діагностування.

**У другому розділі** розроблено метод автоматичного оброблення зображень на низькому рівні, метричний метод кількісної оцінки якості сегментації та метод автоматичного вибору алгоритмів сегментації та їх параметрів.

На основі експериментальних досліджень розроблено метод і правила для адаптивного попереднього оброблення зображень. Представимо даний метод у вигляді кроків:

Крок 1. Оцінка зашумленості зображень. Для отримання кількісного значення показника використано значення пікового відношення сигналу до шуму (PSNR).

Крок 2. Налаштування параметрів фільтрації. В результаті проведення експериментальних досліджень із цитологічними та гістологічними зображеннями було підібрано такі параметри фільтрації:

$$\begin{cases} mw = 5 \times 5, gw = 3 \times 3; PSNR \leq 24dB \\ mw = 3 \times 3, qw = 3 \times 3; PSNR > 24dB \end{cases}$$

де  $mw$  – розмір вікна медіанного фільтра,  $gw$  – розмір вікна гаусового фільтра,  $PSNR$  – пікове відношення сигналу до шуму.



Крок 3. Фільтрація зображень. Для зменшення рівня адитивного шуму застосовано гаусовий фільтр. Для зменшення рівня імпульсного шуму використано медіанний фільтр.

Крок 4. Еквалізація гістограми.

Крок 5. Підбір параметрів коригування яскравості зображення. Для коригування яскравості зображення обчислено середній рівень його яскравості згідно виразу:

$$Y = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n 0.299 \times R_i + 0.587 \times G_i + 0.114 \times B_i \quad (1)$$

де  $n$  – загальна кількість пікселів на зображенні,  $R_i$ ,  $G_i$ ,  $B_i$  – значення червоного, зеленого та синього каналів  $i$ -го пікселя зображення відповідно.

Для адаптивного налаштування параметрів яскравості експериментально підібрано такі параметри  $\alpha$ :

$$\alpha = \begin{cases} 40; Y \leq 1 \\ 35; 1 < Y \leq 2 \\ 33; 2 < Y \leq 4 \\ 30; 4 < Y \leq 7 \\ 28; 7 < Y \leq 13 \\ 25; 13 < Y \leq 30 \\ 20; 30 < Y \leq 100 \\ 15; 100 < Y \leq 200 \\ 4; Y > 200 \end{cases} \quad (2)$$

Крок 6. Коригування рівня яскравості зображення.

На основі визначеного параметру  $\alpha$  здійснено таке перетворення зображення:

$$Im^l = \alpha \times Im \quad (3)$$

де  $Im$  – вхідне зображення,  $Im^l$  – вихідне зображення,  $\alpha$  – коефіцієнт яскравості.

На основі аналізу методів оцінки якості сегментації розроблено метричний метод кількісної оцінки якості сегментації (ММКОЯС), який базується на знаходженні відстані між зображеннями з використанням метрик.

Для знаходження найменших відстаней між зображеннями використаємо метрики Громова-Хаусдорфа та Громова-Фреше.

Дамо основні визначення метрик.

**Метрика Фреше.** Для двох кривих  $f : [a, b] \rightarrow X$  і  $g : [a', b'] \rightarrow X$  відстань Фреше між ними рівна:

$$d_F = \inf_{\alpha, \beta} \sup_{t \in [0, 1]} d(f(\alpha(t)), g(\beta(t))), \quad (4)$$

де  $d(x, y)$  – евклідова відстань між точками  $x$  і  $y$ ,  $\alpha(t)$  та  $\beta(t)$  – довільні неперервні неспадні функції з проміжку  $[0, 1]$  на проміжки  $[a, b]$  та  $[a', b']$  відповідно. Значення функції  $\alpha(0) = 0$  і  $\alpha(1) = 1$ , і аналогічно для функції  $\beta(t)$ .

**Метрика Хаусдорфа.** Для метричного простору  $(X, d)$  хаусдорфовою метрикою  $d_H$  називається метрика на сукупності  $\mathfrak{S}$  всіх непорожніх компактних підмножин  $X$ , яка задається так:

$$d_H^X(A, B) := \max \left\{ \max_{x \in A} \min_{y \in B} d(x, y), \max_{y \in B} \min_{x \in A} d(x, y) \right\}. \quad (5)$$

**Метрика Громова–Хаусдорфа.** Ця відстань між двома компактними множинами  $A$  і  $B$  рівна:

$$d_{GH}(A, B) := \inf_{X, f, g} d_H^X(f(A), g(B)), \quad (6)$$

де  $f: A \rightarrow X$ ,  $g: B \rightarrow X$  – ізометричні вкладення у деякий метричний простір  $(X, d)$ .

### Метрика Громова-Фреше.

Є дві параметризовані криві у метричних просторах  $\gamma_i: [0, 1] \rightarrow X_i$ ,  $i=1, 2$ .  $(X_i, d_i)$  – метрика,  $t \rightarrow \gamma_i(t) \in X_i$ . Вкладаємо ізометрично  $j_i: X_i \rightarrow Z$ ,  $i=1, 2$ ,  $(Z, d)$  (рисунок 1). Тоді беремо відстань Фреше між  $j_1\gamma_1$  та  $j_2\gamma_2$ .

$$d_F(j_1\gamma_1, j_2\gamma_2) \quad (7)$$

Інфімум таких відстаней (7) по всіх ізометричних вкладеннях  $j_1$ ,  $j_2$  і є відстанню Громова-Фреше:

$$d_{GF}(\gamma_1, \gamma_2) = \inf_{j_1, j_2, Z} d_F(j_1\gamma_1, j_2\gamma_2). \quad (8)$$

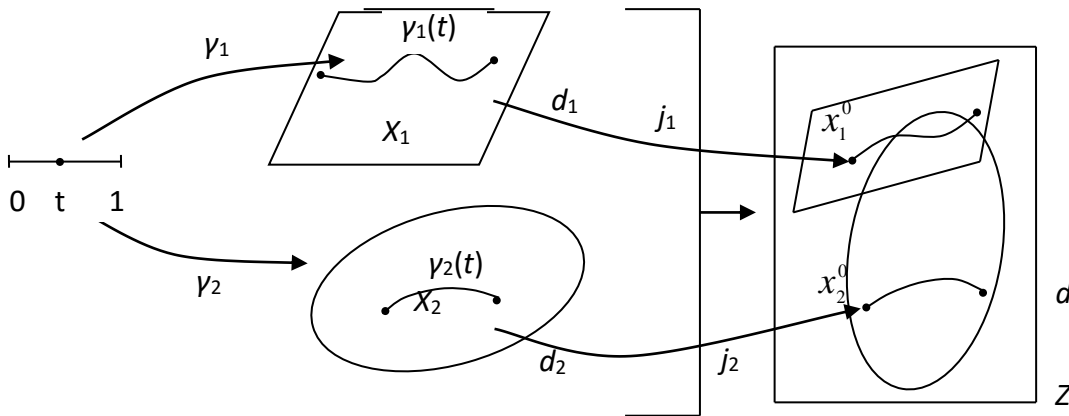


Рисунок 1 – Метрика Громова-Фреше

Доведена така теорема:

**Теорема:** Функція  $d_{GF}$  є метрикою.

**Доведення.** Спочатку перевіримо коректність означення. Маючи два метричні простори  $X_1$  і  $X_2$  розглянемо їх букет  $Z = X_1 \vee X_2$ , тобто склеїмо в них довільні дві відмічені точки  $x_1^0$  і  $x_2^0$ .

Означимо метрику  $d$  в букеті за формулою:

$$d(x, y) = \begin{cases} d_i(x, y), & \text{if } x, y \in X_i. \\ d_1(x, x_1^0) + d_2(x_2^0, y), & \text{if } x \in X_1, y \in X_2. \end{cases} \quad (9)$$

Перевіримо означення метрики для  $d_{GF}$ .

Зрозуміло, що  $d_{GF}(\gamma_1, \gamma_2) \geq 0$ . Крім того,  $d_{GF}(\gamma, \gamma) = 0$  для кожного  $\gamma$ .

Зауважимо, що з означення випливає, що  $d_{GF}(\gamma_1, \gamma_2) \geq d_{GF}(\gamma_1([0,1]), \gamma_2([0,1]))$ .

Якщо  $d_{GF}(\gamma_1, \gamma_2) = 0$ , то звідси випливає, що  $d_{GF}(\gamma_1([0,1]), \gamma_2([0,1])) = 0$ , а тому можна вважати, що  $\gamma_1([0,1]) = \gamma_2([0,1])$ . Останнє ототожнення у випадку вкладених кривих дає рівність  $\gamma_1 = \gamma_2$  з точністю до параметризації.

Симетричність функції  $d_{GF}$  очевидна.

Перевіримо нерівність трикутника. Нехай  $\gamma_i : [0,1] \rightarrow X_i$ ,  $i = 1, 2, 3$  – параметризовані криві. Нехай  $d_{GF}(\gamma_1, \gamma_2) = a$ ,  $d_{GF}(\gamma_2, \gamma_3) = b$ . Нехай  $\varepsilon > 0$ . Існують метричні простори  $Z_{12}$  та  $Z_{23}$ , і ізометричні вкладення:

$$j_i : X_i \rightarrow Z_{12}, \quad i = 1, 2,$$

$$k_i : X_i \rightarrow Z_{23}, \quad i = 2, 3,$$

такі, що

$$d_F(j_1\gamma_1, j_2\gamma_2) < a + \varepsilon,$$

$$d_F(k_2\gamma_2, k_3\gamma_3) < b + \varepsilon.$$

Нехай  $Z = Z_{12} \cup_{k_2 j_2^{-1}} Z_{23}$ .

Іншими словами,  $Z$  одержується з  $Z_{12} \cup Z_{23}$  ототожненням кожної точки вигляду  $j_2(x)$  з точкою  $k_2(x)$ ,  $x \in X_2$ .

При цьому метрика  $d$  на  $Z$  задається формулою:

$$d(x, y) = \begin{cases} d'(x, y), & \text{if } x, y \in Z_{12}. \\ d''(x, y), & \text{if } x, y \in Z_{23}. \\ \inf\{d'(x, j_2(z)) + d''(k_2(z), y) \mid z \in X_2\}, & \text{if } x \in Z_{12}, y \in Z_{23}. \end{cases} \quad (10)$$

(Тут  $d'$  – метрика на  $Z_{12}$ ,  $d''$  – метрика на  $Z_{23}$ ).

Тепер з нерівності трикутника для  $d_F$  випливає, що

$$\begin{aligned} d_{GF}(\gamma_1, \gamma_2) &\leq d_F(j_1\gamma_1, k_3\gamma_3) \leq d_F(j_1\gamma_1, j_2\gamma_2) + d_F(k_2\gamma_2, k_3\gamma_3) < a + b + 2\varepsilon = \\ &= d_{GF}(\gamma_1, \gamma_2) + d_{GF}(\gamma_2, \gamma_3) + 2\varepsilon \end{aligned} \quad (11)$$

Оскільки  $\varepsilon > 0$  довільне, одержуємо потрібну нерівність.

Доведена теорема дала можливість використати метрика Громова-Фреше для розроблення метричного методу кількісної оцінки якості сегментації (ММКОЯС). ММКОЯС ґрунтується на сукупності алгоритмів, які забезпечують знаходження найменших відстаней між зображеннями. Ця сукупність включає множину таких алгоритмів: алгоритм формування опуклих полігонів із неопуклих, алгоритм зважених хорд, алгоритм знаходження відстані Хаусдорфа, алгоритм визначення дискретної відстані Фреше.

Розглянемо два неопуклі полігони  $P$  і  $Q$  (рисунок 2).



Рисунок 2 – Полігони  $P$  і  $Q$  після сегментації

Розіб'ємо полігони  $P$  і  $Q$  на множини опуклих полігонів, тобто  $P = P_1 \cup \dots \cup P_i \cup \dots \cup P_n$ ,  $Q = Q_1 \cup \dots \cup Q_j \cup \dots \cup Q_m$ . Кожний із опуклих полігонів  $P_i$  і  $Q_j$  представимо у вигляді  $P_i = C_{P_i} \cup O_{P_i}$ , де  $C_{P_i}$  і  $O_{P_i}$  – контур (зовнішня границя) та внутрішня область  $P_i$ -го опуклого полігону відповідно. Аналогічно і для полігону:

$$Q: Q_j = C_{Q_j} \cup O_{Q_j} \quad (12)$$

Тоді отримаємо

$$P = (C_{P_1} \cup O_{P_1}) \cup \dots \cup (C_{P_i} \cup O_{P_i}) \cup \dots \cup (C_{P_n} \cup O_{P_n}) | V, \quad (13)$$

$$Q = (C_{Q_1} \cup O_{Q_1}) \cup \dots \cup (C_{Q_j} \cup O_{Q_j}) \cup \dots \cup (C_{Q_m} \cup O_{Q_m}) | W, \quad (14)$$

Представимо вирази 13 і 14 у вигляді:

$$P = (C_{P_1} \cup \dots \cup C_{P_i} \cup \dots \cup C_{P_n}) \cup (O_{P_1} \cup \dots \cup O_{P_i} \cup \dots \cup O_{P_n}) \quad (15)$$

$$Q = (C_{Q_1} \cup \dots \cup C_{Q_j} \cup \dots \cup C_{Q_m}) \cup (O_{Q_1} \cup \dots \cup O_{Q_j} \cup \dots \cup O_{Q_m}) \quad (16)$$

Позначимо:

$$C_{P_1} \cup \dots \cup C_{P_i} \cup \dots \cup C_{P_n} = V_1,$$

$$O_{P_1} \cup \dots \cup O_{P_i} \cup \dots \cup O_{P_n} = V_2,$$

$$C_{Q_1} \cup \dots \cup C_{Q_j} \cup \dots \cup C_{Q_m} = W_1,$$

$$O_{Q_1} \cup \dots \cup O_{Q_j} \cup \dots \cup O_{Q_m} = W_2.$$

Тоді відстань між полігонами  $P$  і  $Q$  рівна сумі відстаней між контурами та внутрішніми областями опуклих полігонів  $P_i$  і  $Q_j$ . Відстань між областями рівна:  $d_1(V_1, W_1) = \inf\{\varepsilon_1 > 0 \mid \forall i = \overline{1, n}, \exists j = \overline{1, m}, \text{ така, що } d_H(O_i, O_j) \leq \varepsilon_1 \text{ і, навпаки, } \forall j = \overline{1, m}, \exists i = \overline{1, n}, \text{ така, що } d_H(O_i, O_j) \leq \varepsilon_1\}$ ,  $d_H$  – відстань Хаусдорфа.

Аналогічно для обчислення відстаней між контурами:

$d_2(V_2, W_2) = \inf\{\varepsilon_2 > 0 \mid \forall i = \overline{1, n}, \exists j = \overline{1, m}, \text{ така, що } d_F(C_i, C_j) \leq \varepsilon_2 \text{ і, навпаки, } \forall j = \overline{1, m}, \exists i = \overline{1, n}, \text{ така, що } d_F(C_i, C_j) \leq \varepsilon_2\}$ ,  $d_F$  – відстань Фреше.

Покроково ММКОЯС представимо так:

1. Формування множини опуклих полігонів із заданих;
2. Проведення ізометричних перетворень для накладання опуклих полігонів з максимальним перетином;
3. Знаходження відстані Громова-Фреше для опуклих полігонів;
4. Знаходження відстані Громова-Хаусдорфа для опуклих полігонів;
5. Знаходження найменшої відстані між полігонами на основі зваженої метрики (метрик Громова-Фреше та Громова-Хаусдорфа) між полігонами  $P$  і  $Q$  згідно виразу:  $D = \alpha d_H + \beta d_F$ , де  $\alpha$ ,  $\beta$  – вагові коефіцієнти.

Метод автоматичного вибору алгоритмів сегментації на основі метрик складається з двох етапів: навчання та безпосередньо роботи з зображеннями. Метод вибору алгоритмів і параметрів сегментації такий:

1. Визначення вхідних параметрів зображення (рівень яскравості, середні значення червоного, зеленого та синього каналів);

2. Сегментація зображення. На даному етапі застосовуються такі методи: порогова сегментація, метод водорозподілу, метод k-середніх. Для порогової сегментації застосовується набір значень порогу (35 - 175) ;
3. Оцінка сегментації. Кожне зображення порівнюється із еталонною сегментацією, проведеною експертом. Для оцінки подібності між зображеннями застосовується комбінована метрика;
4. Найкращий результат записується до бази знань для подальшого формування правил.

Графічне представлення етапів автоматичної сегментації наведено на рисунку 3.

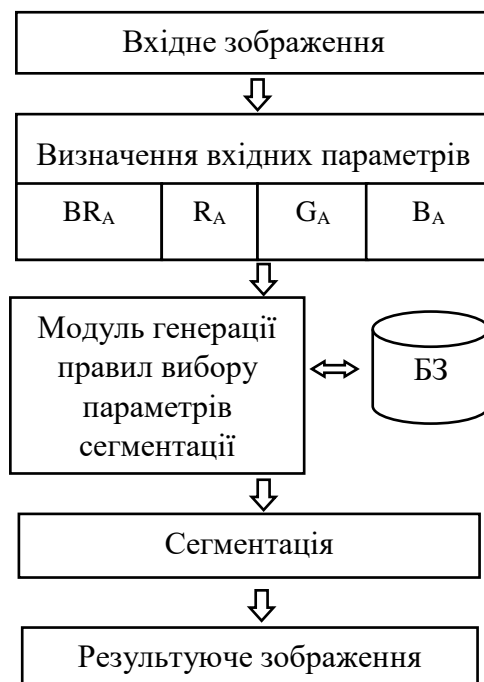


Рисунок 3 - Етапи автоматичної сегментації зображень

Вибір алгоритмів сегментації та їх параметрів базується на формуванні продукційних правил. У базі даних знаходиться таблиця із вхідними параметрами зображення та таблиця із набором алгоритмів сегментації. На основі зв'язків між таблицями формуються правила підбору параметрів сегментації для кожного зображення.

У **третьому розділі** розроблено узагальнену структуру системи класифікації гістологічних і цитологічних зображень. Розроблено неймережевий метод і алгоритми класифікації гістологічних і цитологічних зображень. Проведено порівняльний аналіз роботи ЗНМ та алгоритмів опорних векторів (SVM), k-найближчих сусідів (k-nearest neighbour). Проведено порівняльний аналіз процесу навчання ЗНМ між CPU та GPU.

Система класифікації цитологічних і гістологічних зображень складається з двох базових складових: ЗНМ та множини сучасних класифікаторів. Вхідними даними для обох блоків є мікроскопічні зображення. Зображення зберігаються в окремій директорії, назва якої кодується номером медичної картки пацієнта та датою створення зображень. Перевагою використання ЗНМ є відсутність необхідності здійснення попереднього оброблення зображень, однак

особливості навчання та роботи нейронних мереж потребують значних часових затрат. На даний момент існує значна кількість алгоритмів класифікації: опорних векторів, k-найближчих сусідів. Недоліком застосування даних алгоритмів є потреба в обробленні мікроскопічних зображень на низькому та середньому рівнях комп'ютерного зору для подальшого виділення та обчислення кількісних характеристик мікрооб'єктів.

Алгоритм роботи системи класифікації біомедичних зображень такий:

1. Завантаження стеку вхідних зображень.

2. Класифікація за допомогою ЗНМ.

2.1 Фільтрація. Застосування медіанного фільтру розміром вікна 5x5 пікселів для зменшення рівня шуму.

2.2 Виділення параметрів вхідного зображення: середнього рівня гістограми, середнього значення червоного, зеленого та синього каналів, розміру зображення.

2.3 Підбір структур ЗНМ та їх параметрів. Правила застосування структур ЗНМ зберігаються у базі знань.

2.4 Застосування обраної структури ЗНМ до зображень та вивід результату із вказанням відсоткового співвідношення.

3. Використання сучасних класифікаторів:

3.1 Отримання інформації про характеристики вхідного зображення (середній рівень гістограми, середнє значення червоного, зеленого та синього каналів).

3.2 Підбір алгоритмів сегментації та їх параметрів. Складність виділення мікрооб'єктів на гістологічних і цитологічних зображеннях полягає у низькій якості зображень та різнотипності. В якості базових алгоритмів сегментації обрано такі: k-середніх (k-means), метод водорозподілу, порогову сегментацію та їх комбінації. Також у базі знань знаходиться інформація про параметри кожного алгоритму, наприклад, значення нижнього та верхнього порогів;

3.3 Підрахунок кількісних характеристик мікрооб'єктів. Після етапу сегментації зображення представляються у форматі (білий фон, чорні мікрооб'єкти). Кожний клас передракових станів характеризується певною структурою. Кожне ядро описується такими ознаками: площа, периметр, довжина головної осі, кут нахилу до осі ОХ;

3.4 Застосування алгоритмів класифікації та кластеризації. У базі знань знаходяться правила підбору алгоритмів (опорних векторів, k-найближчих сусідів) у вигляді продукційних правил.

Нейромеревий метод і алгоритми класифікації гістологічних і цитологічних зображень. Завданням нейронної мережі є віднесення вхідного зображення до певного класу. ЗНМ складається з послідовності згорткових, дискретизуючих і повнозв'язних шарів. Перші два типи шарів, чергуючись між собою, формують вхідний вектор ознак для багатошарового перцептрона.

Узагальнену структуру системи класифікації зображень за допомогою ЗНМ наведено на рисунку 4.



Рисунок 4 – Узагальнена структура класифікації зображень на основі ЗНМ

На основі експериментальних досліджень розроблено такі структури ЗНМ (рисунок 5)

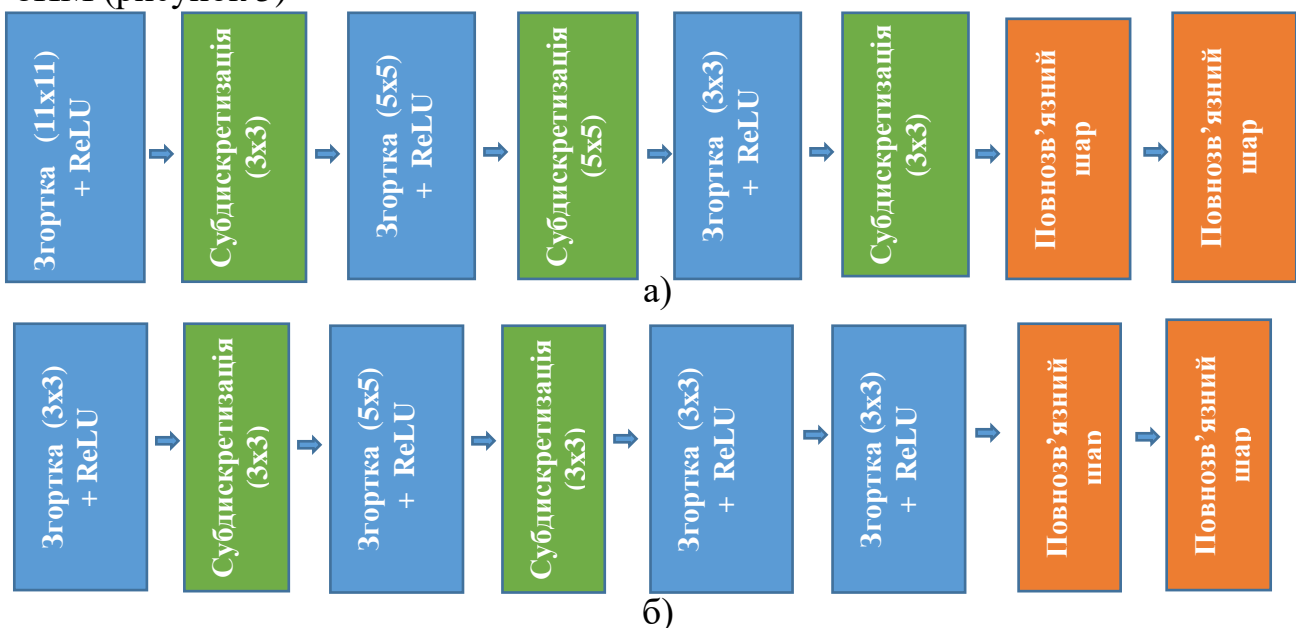


Рисунок 5 – Розроблені структури ЗНМ для класифікації цитологічних та гістологічних зображень



Отже, нейромережевий метод класифікації зображень базується на алгоритмі навчання ЗНМ і алгоритмі класифікації зображень. Опишемо покроково ці алгоритми.

Алгоритм навчання ЗНМ :

1. Завантаження зображень.
2. Попереднє оброблення. Попереднє оброблення включає виділення параметрів вхідного зображення.
3. Адаптивний підбір параметрів яскравості, контрастності, морфологічних операцій, гістограмне вирівнювання.
4. Вибір структури мережі, налаштування параметрів мережі.
5. Зберігання результатів навчання в файл.

Алгоритм класифікації зображень:

1. Завантаження зображень.
2. Попереднє оброблення.
3. Завантаження файлу з навченою ЗНМ та початок класифікації.
4. Вивід результату роботи мережі.

Експерименти проводились над однією і тією ж вибіркою цитологічних зображень, але з різною кількістю епох. Результати аналізу показують, що якість класифікації залежить від кількості епох.

Порівняльний аналіз класифікаторів цитологічних і гістологічних зображень наведено на рисунку 6.

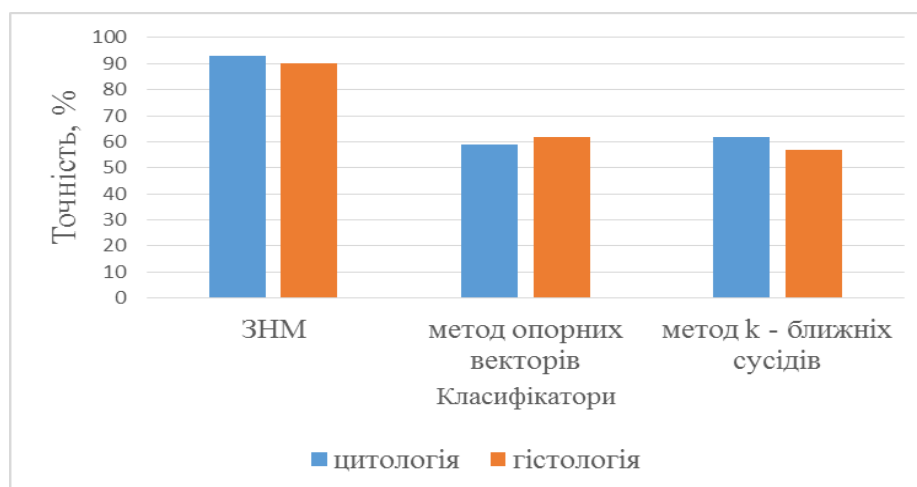


Рисунок 6 – Порівняльний аналіз класифікації цитологічних зображень

Для пришвидшення процесу навчання ЗНМ використано технологію CUDA. Застосування графічних процесорів дає прискорення приблизно в чотири рази. Час навчання нейронної мережі в більшій мірі залежить від кількості класів на які поділені зображення, ніж від кількості самих зображень. Для підвищення продуктивності системи операції згортки, субдискретизації над кожним зображенням відбуваються в окремих потоках. На етапі навчання кожний потік отримує зображення та здійснює операції згортки, знаходження помилки, зворотного поширення помилки. Кожний потік працює із власним зображенням, тому не витрачається час на очікування надходження даних з попереднього шару. Виконання команд на кластері відбувається відповідно до

архітектури MIMD , які обробляють різні набори даних), а в середовищі CUDA використовується архітектура SIMD .

Навчальну вибірку гістологічних зображень поділено на такі класи:

- гісто-непроліферативна-мастопатія;
- гісто-лістовидна-фіброаденома;
- гісто-фіброзно-кістозна-мастопатія;
- гісто-фіброаденома.

На швидкість навчання впливає багато факторів, одним з них є величина норми навчання, що позначається на перерахунку вагових коефіцієнтів нейронів.

У **четвертому** розділі розроблено узагальнену структуру гібридної інтелектуальної САМ. Наведено структуру апаратних і програмних компонент інтелектуальної системи, описано структуру таблиць бази даних. Проведено порівняльний аналіз із існуючими аналогами, виділено їх переваги та недоліки.

Гібридна інтелектуальна САМ складається з двох основних складових: апаратної та програмної. До апаратної компоненти входять такі елементи: мікроскоп Bresser, відеокамера ТСА-10, робоча станція (персональний комп'ютер, ноутбук). За основу для проектування архітектури програмного забезпечення САМ взято шаблон проектування MVC. Програмна компонента складається із програмних модулів, написаних на мові програмування Java 8 та з використанням бібліотек (jfoenix – для графічного дизайну, mysql\_db\_connector – для роботи з базою даних mysql, openCV – для обробки зображень). Графічний інтерфейс головного вікна розробленої САМ наведено на рисунку 7.

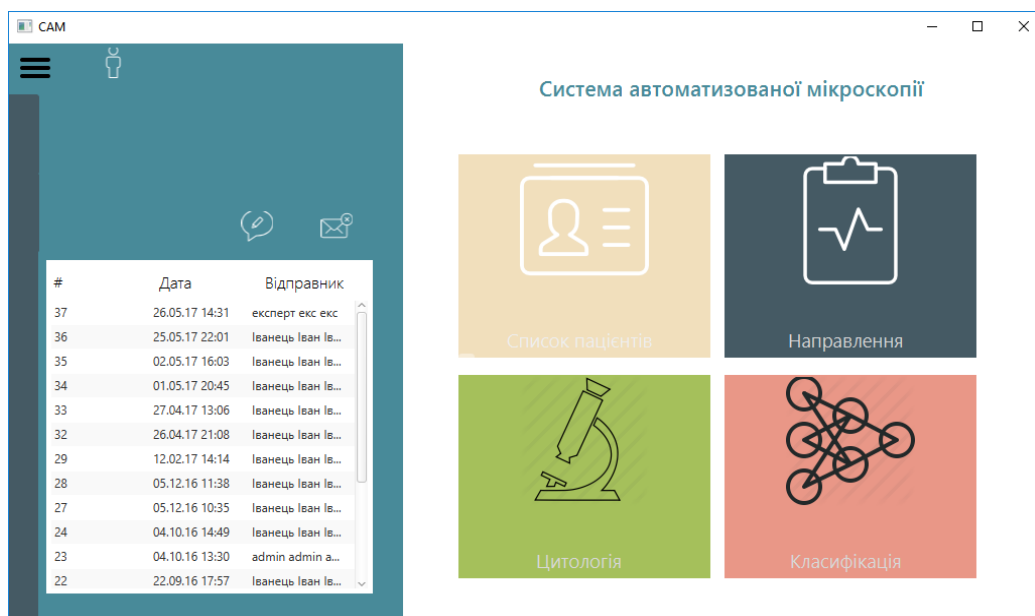


Рисунок 7 – Графічний інтерфейс головного вікна розробленої САМ

Узагальнену структуру інтелектуальної САМ представлено на рисунку 8.



Рисунок 8 – Узагальнена структура інтелектуальної САМ

Для забезпечення доступу різних користувачів до САМ передбачено наявність віддаленої бази даних. Хост, паролі та порт для підключення до БД користувачі отримують під час реєстрації в системі. Одночасно з розробленою системою можуть працювати декілька користувачів. Усі вони під'єднуються до віддаленої бази даних та FTP-сервера. На FTP-сервері фізично зберігаються зображення, що були отримані в результаті проведених досліджень. Система автоматично завантажує та зчитує зображення на локальний комп'ютер користувача для подальшого перегляду та опрацювання. Розроблена САМ передбачає можливість одночасної роботи великої кількості лікарів та персоналу, тому розроблена структура БД дозволяє налагодити, спростити та пришвидшити взаємодію між користувачами. Одночасна робота з одним SQL сервером кількох користувачів може значно уповільнити роботу системи. Використання master – slave реплікації дозволяє розподілити навантаження між декількома серверами.

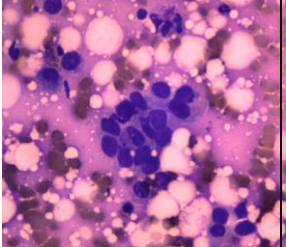


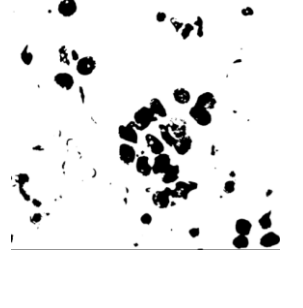
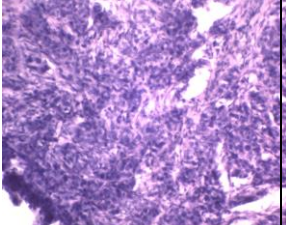



Порівняльну характеристику існуючих та розробленої САМ наведено у таблиці 2 (« - » – елемент відсутній, « -/+ » – елемент частково присутній, « + » – елемент присутній).

## Порівняльний аналіз САМ

Критерій	ImageJ	ImagePro Plus	ДиаМорф	AxioVision	BioImage XD	QCapture PRO	Micro Manager	Amira	AMS - Diagnosis	Розроблена САМ	
Наявність рівнів доступу користувачів	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	
Наявність БД	-	-	+	+	+/-	-	-	+/-	+	+	
Наявність БЗ	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+/-	
Адаптивний графічний інтерфейс	-	-	-	-	-	-	-	-/+	-	+	
Обмін повідомленнями	-	-	-	-	-	-	-	-	-	+	
Опис кількісних ознак	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	
Опис якісних ознак	-	-	-	-	-	-	-	-	-/+	+	
Класифікатори: нейронні мережі SVM k-nearest neighbor	- - +	- - +	- - -	- - -	- - -	- - -	- - -	- - -	- - -	- - -	+
Пошук елемента за шаблоном	-	-	-	-	+	-	-	+	-	+	
Облік пацієнтів	-	-	-	-	-/+	-	-	+	-/+	+	

Результати роботи розробленого програмного модулю для адаптивного опрацювання цитологічних і гістологічних зображень наведено у таблиці 3. ImageJ є однією із найпоширеніших безкоштовних систем для опрацювання зображень, в тому числі і медичних. Наявність бази знань в розробленому модулі значно покращує якість опрацювання зображень, що дозволяє підвищити точність та пришвидшити процес діагностування.

## Результати сегментації

Вхідне зображення	Експертне оброблення	Автоматична сегментація (ImageJ)	Розроблений модуль
			
			

Для оцінки ефективності методів автоматичної сегментації використано критерій *ISE* (Image Segmantation Efficiency), що визначається як відношення кількості правильно класифікованих ядер клітин (*PCC*) до загальної кількості клітин (*TCN*) і визначається за формулою:

$$ISE = \frac{PCC}{TCN} * 100.$$

Результати проведених експериментів наведено на рисунку 9.

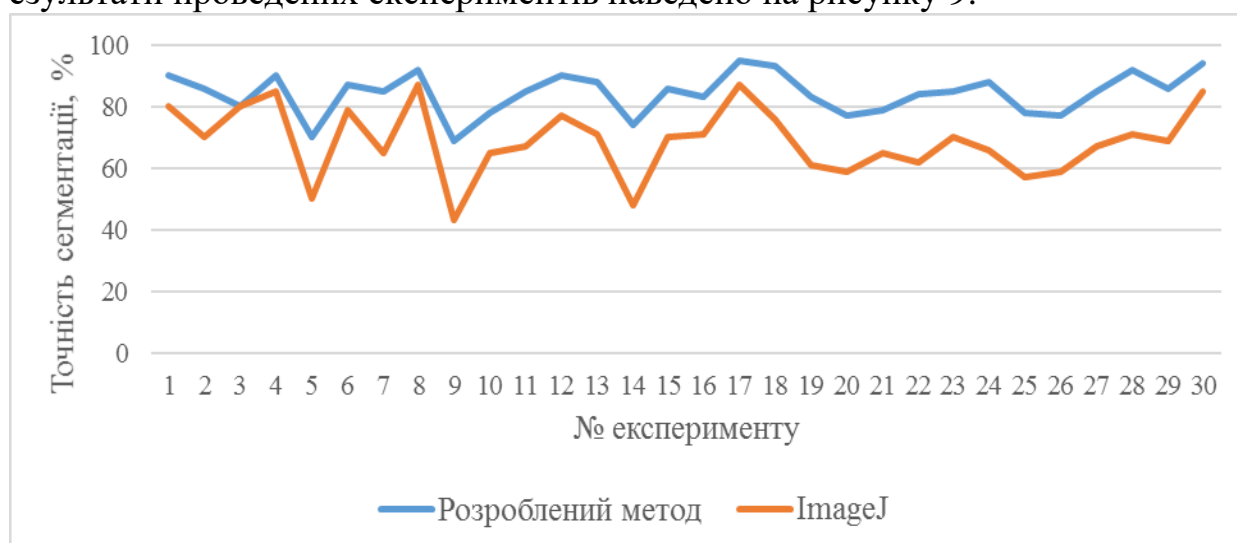


Рисунок 9 – Результати порівняння методів автоматичної сегментації

Отже, розроблений метод автоматичної сегментації, що включає в себе етап адаптивного попереднього оброблення показав кращі результати у порівнянні з системою ImageJ в середньому на 16%.

## ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі на основі отриманих теоретичних та експериментальних досліджень розв'язано актуальну наукову задачу – побудови методів кількісної оцінки якості сегментації та класифікації біомедичних зображень, які на відміну від існуючих зменшують похибки сегментації та збільшують точність класифікації зображень в системах автоматизованої мікроскопії.

При цьому отримано такі результати:

1. Проведено аналіз біомедичних зображень, існуючих методів, алгоритмів та засобів опрацювання зображень, систем автоматизованої мікроскопії та сформульовано мету та завдання дослідження.

2. Вперше розроблено метричний метод кількісної оцінки якості сегментації, що базується на використанні метрик Громова-Хаусдорфа та Громова-Фреше. Метод базується на основі алгоритмів перетворення неопуклих полігонів у опуклі, алгоритму зважених хорд і дозволяє знаходити найменші відстані між контурами та областями зображень, який підвищує точність оцінки результатів сегментації на 12%.

3. Вперше розроблено метод автоматичного вибору алгоритмів сегментації на основі використання метрик Громова-Фреше, Громова-Хаусдорфа, бази знань, що дало можливість автоматично вибирати алгоритми сегментації та їх параметри.

4. Удосконалено метод адаптивного оброблення зображень, що базується на алгоритмах фільтрації, правилах гістограмного вирівнювання і забезпечує підвищення якості гістологічних і цитологічних зображень на 16%.

5. Отримав подальший розвиток нейромережевий метод класифікації гістологічних і цитологічних зображень, на основі комбінації згорткових та субдискретизуючих шарів та їх вхідних параметрів, що дозволило підвищити точність класифікації порівняно із існуючими класифікаторами(SVM, k-ближніх сусідів) в середньому на 20 %;

6. Розроблено узагальнену архітектуру і складові інтелектуальної системи автоматизованої мікроскопії для опрацювання гістологічних і цитологічних зображень, яка на відміну від існуючих аналогів, володіє адаптивним графічним інтерфейсом, віддаленою базою даних, базою знань алгоритмів попереднього оброблення, сегментації і класифікації зображень та є багатокористувацькою програмною системою.

7. На основі оцифрованих гістологічних та цитологічних зображень розроблено базу даних передракових і ракових станів молочної залози, що дало змогу сформувати навчальну та контрольну вибірки для згорткових нейронних мереж.

## СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Березький О.М. Методи, алгоритми та програмні засоби опрацювання біомедичних зображень: монографія / [ О.М. Березький, Ю.М. Батько, К.М. Березька, С.О. Вербовий, Т.В. Дацко, Л.О. Дубчак, І.В. Ігнатєв, Г.М. Мельник, В.Д. Николюк, О.Й. Піцун ]; під наук. ред. Березький О.М., Тернопіль . ТНЕУ «Економічна думка», 2017. - 330 с.
2. Berezsky O.M. Evaluation methods of image segmentation quality / O.M. Berezsky, O.Y. Pitsun // *Радіоелектроніка, інформатика, управління.*- 2018.- №1. – С. 41-61 (Web of Science, Index Copernicus).
3. Піцун О.Й. Адаптивний метод попередньої обробки гістологічних та цитологічних зображень / О. Й. Піцун // *Вісник НУ «Львівська політехніка» Комп'ютерні науки та інформаційні технології.* – Львів. – 2017. – №864. – С.111-119
4. Березький О.М. Адаптивний метод сегментації зображень на основі метрик / О.М. Березький, О.Й. Піцун // *Науковий вісник НЛТУ України: збірник науково-технічних праць.* Львів : РВВ НЛТУ України. – 2018. – №. 28(3). – С.122-126 (Index Copernicus)
5. Березький О.М. Інтелектуальна система автоматизованої мікроскопії аналізу гістологічних та цитологічних зображень / О.М. Березький, О.Й. Піцун, П.Б. Ляцинський, П.Б. Ляцинський, Г.М. Мельник // *Штучний інтелект.* – Київ. – 2017. – №2 (76). – С. 51-61 (Index Copernicus).
6. Березький О.М. Розроблення реляційної бази даних інтелектуальної системи автоматизованої мікроскопії / О.М. Березький, О.Й. Піцун, С.О. Вербовий, Т.В. Дацко // *Науковий вісник НЛТУ України : збірник науково-технічних праць.* Львів : РВВ НЛТУ України. – 2017. – №. 27(5). – С.125-129 (Index Copernicus).
7. Березький О.М. Розподіл доступу в інтелектуальній системі автоматизованої мікроскопії / О.М. Березький, О.Й. Піцун, Л.О. Дубчак // *Системи обробки інформації,* –Харків. – 2017. – №4 (150). – С. 223-230 (Index Copernicus).
8. Березький О.М. Segmentation algorithms of biomedical images: development and quantitative evaluation / О.М. Березький, Ю.М. Батько, Г.М. Мельник, С.О. Вербовий, О.Й. Піцун // *Штучний інтелект.* – Київ. – 2016. – №3 (73). – С. 104-116 (Index Copernicus).
9. Березький О.М. Системи автоматизованої мікроскопії: стан та перспективи розвитку / О.М. Березький, С.О. Вербовий, О.Й. Піцун // *Вісник Хмельницького національного університету.* – 2016. – №2 (235). – С. 61-68 (Index Copernicus).
- 10.Березький О.М. Класифікація гістологічних та цитологічних зображень на основі згорткових нейронних мереж / О.М. Березький, О.Й. Піцун, А.Р. Боднар, Т.М. Долинюк // *Штучний інтелект.* – Київ. – 2017. – №1 (75). – С. 29-37 (Index Copernicus).
- 11.Berezsky O. M. Regions Matching Algorithms Analysis to Quantify the Image Segmentation Results / O.M. Berezsky, G. M. Melnyk, Y. M. Batko,



- O.Y. Pitsun // *Sensors & Transducers*. – 2017. – Vol. 208, Issue 1. – P. 119-128 (Index Copernicus).
12. Піцун О.Й. Алгоритми попереднього оброблення біомедичних зображень на базі бібліотеки *OpenCV* / О.Й. Піцун, А.Р. Боднар // Сучасні комп'ютерні інформаційні технології: Матеріали VI Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів 20-21 травня, 2016р.: – Тернопіль: ТНЕУ, 2016. С. 81-83.
  13. Піцун О.Й. Модуль авторизації та аутентифікації користувачів системи автоматизованої мікроскопії / О.Й. Піцун, П.Б. Лящинський, П.Б. Лящинський // Сучасні комп'ютерні інформаційні технології: Матеріали VI Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів 20-21 травня, 2016р.: – Тернопіль: ТНЕУ, 2016. - С. 129-130.
  14. Березький О.М. Аналіз метрик знаходження відстані між областями зображень для кількісної оцінки результатів сегментації / О.М. Березький, Г.М. Мельник, Ю.М. Батько, О.Й. Піцун // *ISDMCI'2016*. XII міжнародна наукова конференція. Інтелектуальні системи прийняття рішень та проблеми обчислювального інтелекту 24-28 травня 2016р. – Херсон: Видавництво ПП Вишемирський В.С., 2016. – С. 252-253.
  15. Berezsky O. Automated Processing of Cytological and Histological Images / O. Berezsky, O. Pitsun // *Proceedings of XII International Conference Perspective Technologies and methods in mems design (MEMSTECH 2016)* 20-24 April, 2016, Lviv-Polyana, Ukraine, pp. 51-53 (Scopus).
  16. Batko Y. Graphical interface of hybrid intelligent systems for biomedical imaging analysis / Y. Batko, G. Melnyk, O. Pitsun // *Proceedings of the 2016 IEEE First International Conference on Data Stream Mining & Processing (DSMP)* 23-27 August, 2016, Lviv, Ukraine, pp. 121-124 (Scopus).
  17. Berezsky O. Regions Matching Algorithms Analysis to Quantify the Image Segmentation Results / O. Berezsky, G. Melnyk, Y. Batko, O. Pitsun // *Proceedings of the IEEE International Conference «Computer Science and Information Technologies» CSIT'2016*, Lviv. Ukraine - 6-10 September, 2016. pp. 33-36 (Scopus).
  18. Berezsky O. Access distribution in automated microscopy system / O. Berezsky, L. Dubchak, O. Pitsun // *14th International Conference The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics (CADSM)*, 21-25 Feb. 2017, Lviv, Ukraine, 2017 - P. - 241 – 243. (Scopus).
  19. Berezsky O. Computer diagnostic tools based on biomedical image analysis / O. Berezsky, O. Pitsun, S. Verbobyu, T. Datsko, A. Bodnar // *14th International Conference The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics (CADSM)*, 21-25 Feb. 2017, Lviv, Ukraine, 2017 - P. 388 – 391 (Scopus).
  20. Berezsky O. Computation of the minimum distance between non-convex polygons for segmentation quality evaluation / O. Berezsky, O. Pitsun // *XIIth International Scientific and Technical Conference Computer Sciences and Information Technologies. CSIT 2017*. 5-8 Sept. 2017 – p. 183-186 (Scopus).

21. Berezsky O. GPU – based biomedical image processing / O. Berezsky, O. Pitsun, L. Dubchak, P. Lyaschynsky, P. Lyaschynsky // Proceedings of XIV International Conference Perspective Technologies and methods in mems design (MEMSTECH 2018) 18-22 April, 2018, Lviv-Polyana, Ukraine, pp. 96-99 (Scopus).
22. Комп'ютерна програма «Інтелектуальна система діагностування передракових станів молочної залози на основі аналізу гістологічних та цитологічних зображень "HIAMS"» / О.М. Березький, О.Й. Піцун, Г.М. Мельник, П.Б. Лящинський, П.Б. Лящинський. // Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір №75360 від 14.12.2017 р.
23. База даних цифрових гістологічних та цитологічних зображень передракових та ракових станів молочної залози «VPCI2100». /О.М. Березький, Г.М. Мельник, С.О. Вербовий, О.Й. Піцун, В.Д. Николук, Т.В. Дацко // Свідоцтво про реєстрацію авторського права на твір №75359 від 14.12.2017 р.

### АНОТАЦІЇ

**Піцун О.Й. Методи і засоби опрацювання біомедичних зображень в системах автоматизованої мікроскопії.** – *На правах рукопису.*

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.13.23 – «Системи та засоби штучного інтелекту». – Національний університет «Львівська політехніка», Міністерство освіти і науки України, Львів, 2018

У дисертаційній роботі на основі отриманих теоретичних та експериментальних досліджень розв'язано актуальну наукову задачу побудови методів кількісної оцінки якості сегментації та класифікації біомедичних зображень, які на відміну від існуючих зменшують похибки сегментації та збільшують точність класифікації зображень в системах автоматизованої мікроскопії.

У дисертації вперше розроблено метричний метод кількісної оцінки якості сегментації, що базується на використанні метрик Громова-Хаусдорфа та Громова-Фреше, що дозволяє підвищити точність оцінки якості сегментації. Вперше розроблено метод автоматичного вибору алгоритмів сегментації та їх параметрів з використанням бази знань, що дало можливість автоматично вибрати алгоритми сегментації та їх параметри.

З метою покращення якості гістологічних і цитологічних зображень вдосконалено метод адаптивного покращення якості зображень на основі правил, підібраних експериментальним шляхом.

З метою підвищення точності класифікації біомедичних зображень отримав подальший розвиток нейромережевий метод класифікації гістологічних і цитологічних зображень, на основі комбінації згорткових і субдискретизуючих шарів та їх вхідних параметрів, що дозволило підвищити точність класифікації порівняно із існуючими класифікаторами. Для реалізації та тестування розроблених методів і алгоритмів розроблено гібридну інтелектуальну систему «HIAMS». Система передбачає наявність адаптивних

інтерфейсів для різних типів користувачів, наявність механізму спільного доступу до зображень для пришвидшення процесу постановки діагнозу.

**Ключові слова:** Біомедичне зображення, сегментація, метрики Громова - Фреше та Громова - Хаусдорфа, згорткова нейронна мережа, система автоматизованої мікроскопії.

**Пицун О.И. Методы и средства обработки биомедицинских изображений в системах автоматизированной микроскопии.** - На правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.13.23 - «Системы и средства искусственного интеллекта». - Национальный университет «Львовська політехніка», Министерство образования и науки Украины, Львов, 2018.

В диссертационной работе на основе полученных теоретических и экспериментальных исследований решено актуальную научную задачу построения методов количественной оценки качества сегментации и классификации биомедицинских изображений, которые в отличие от существующих уменьшают погрешности сегментации и увеличивают точность классификации изображений в системах автоматизированной микроскопии.

В диссертации впервые разработан метрический метод количественной оценки качества сегментации, основанный на использовании метрик Громова-Хаусдорфа и Громова-Фреше, что дает возможность повысить точность оценки качества сегментации. Впервые разработан метод автоматического выбора алгоритмов сегментации и их параметров с использованием базы знаний, что дало возможность автоматически выбирать алгоритмы сегментации и их параметры.

С целью улучшения качества гистологических и цитологических изображений усовершенствован метод адаптивного улучшения качества изображений на основе правил, подобранных экспериментальным путем.

С целью повышения точности классификации биомедицинских изображений получил дальнейшее развитие нейросетевой метод классификации гистологических и цитологических изображений, на основе комбинации сверточных и субдискретизирующих слоев и их входных параметров, что дало возможность повысить точность классификации по сравнению с существующими классификаторами. Для реализации и тестирования предложенных методов и алгоритмов разработано гибридную интеллектуальную систему «HIAMS». Система предусматривает наличие адаптивных интерфейсов для различных типов пользователей, наличие механизма совместного доступа к изображениям для ускорения процесса постановки диагноза.

**Ключевые слова:** Биомедицинские изображения, сегментація, метрики Громова - Фреше и Громова - Хаусдорфа, сверточная нейронная сеть, система автоматизированной микроскопии.

**Pitsun O.Y. Methods and means of biomedical image processing in automated microscopy systems. - Manuscript.**

The thesis on PhD degree in Technica lSciences in specialty 05.13.23 – the systems and means of artificial intelligence – Lviv Polytechnic National University, Ministry of Education and Science of Ukraine, Lviv, 2018.

The dissertation is aimed to solve the scientific problem of constructing the methods for quantitative evaluation of biomedical image segmentation and classification.

In the first chapter of the dissertation, the researcher analyzed the existing methods and algorithms of image processing at low, medium and high levels of computer vision. Both the advantages and disadvantages were analyzed and the efficient algorithms for biomedical image processing were developed. The analysis of biomedical images was conducted on the basis of the developed criteria, which allowed analyzing the histological and cytological images of breast pre-cancerous and cancerous conditions. The importance of histological and cytological image processing in automated microscopy systems was confirmed. Automated microscopy systems and their modifications were analyzed, their advantages and disadvantages were highlighted, and the lack of image intellectual processing was revealed.

In the second chapter, a metric method for quantitative evaluation of the segmentation quality based on the Gromov-Hausdorff and Gromov-Frechet metrics has been developed, which allows improving the accuracy of segmentation quality evaluation. The method of automatic selection of segmentation algorithms and their parameters using the knowledge base was developed. This helps to improve the quality of cytological and histological image segmentation. To improve the biomedical image quality, an adaptive image processing method has been revised.

In the third chapter, the method of histological and cytological image classification in order to improve the accuracy of the biomedical image classification was developed. The method of classification is based on combinations of convolutional and sub-sampling layers and their input parameters. This approach has shown better results than the existing classifiers. The generalized structure of the hybrid intelligent system of automated microscopy that includes alternative channels of image processing has been developed.

For the implementation and testing of developed methods and algorithms, the hybrid intelligent system "HIAMS" was developed, which is presented in the fourth chapter. The system assumes the availability of adaptive interfaces for various types of users: a treating doctor, diagnostic doctor, and administrator. As a result of the comparative analysis of automated microscopy systems, it was concluded that the developed system meets all the software requirements and can be successfully used in the modern telemedicine systems.

**Keywords:** Biomedical image, segmentation, Gromov-Frechet and Gromov-Hausdorff metrics, convolutional neural network, automated microscopy system.

Підписано до друку 20.09.2018 р.  
Формат 60x84/16. Папір офсетний  
Друк офсетний. Зам. № 0228-1  
Умов. друк. арк. 1.1. Обл.– вид. арк. 1.2  
Тираж 100 прим.

Віддруковано ФО-П Шпак В.Б.  
Свідоцтво про державну реєстрацію В02 № 924434 від 11.12.2006 р.  
Свідоцтво платника податку: Серія Е № 897220  
м. Тернопіль, вул. Просвіти, 6.  
тел. 8 097 299 38 99  
E-mail: tooums@ukr.net