

СЕГМЕНТАЦІЯ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

В роботі розглянуто та проаналізовано можливості застосування методів сегментації на основі ознак зв'язаності для інших типів зображень, проведений аналітичний огляд і наведена класифікація відомих методів сегментації, на підставі чого сформульовані вимоги щодо розробки структурних моделей для задач сегментації мікроскопічних медичних зображень, обґрунтована актуальність використання ознаки зв'язаності щодо задач сегментації і побудовані її математичні моделі.

Ключові слова: сегментація, математичні моделі сегментації, імітаційне моделювання.

V. V. MOSTOVYI, S.L. HORIASHCHENKO

Khmelnytskyi National University

SEGMENTATION OF MEDICAL IMAGES

Segmentation is an integral part of the digital image processing process. It is the division or division of the image into some parts that meet the specified characteristics and characterize these areas and the image as a whole. At the segmentation stage, issues are solved that complement the standard tasks of image processing, namely coding, restoration, quality improvement. The segmentation process is considered an integral part of the tasks of image recognition, classification and identification. That is why segmentation has found its wide application in such areas as microbiology, medicine, astronomy, military equipment and other areas of human life. Such research also helps psychologists and physiologists to study such processes as the perception of forms, learning and recognition of objects by living organisms and the human brain, and so on. Segmentation is widely used in the automation of microscopic examinations of various medical objects, which include the processing of images of cells of organisms and their components and hemocytological drugs. This process is an integral part of recognition and classification in medical diagnostics. Recently, work has begun on the complete automation of the process of segmentation of images of biological objects in order to increase the reliability of the diagnosis of various diseases. The information obtained as a result of segmentation is also used to identify the effects of various adverse factors and helps to predict the course of leukemia, lymphosarcoma, anemia and other diseases of the human body. The article considers and analyzes the possibility of applying segmentation methods based on signs of connectivity for other types of images, conducted an analytical review and classification of known segmentation methods, based on which the requirements for developing structural models for segmentation of microscopic medical images, substantiated the relevance of the feature connections on segmentation problems and its mathematical models are built.

Keywords: segmentation, mathematical models of segmentation, simulation modelling.

Вступ

Сегментація є складовою частиною процесу цифрової обробки зображень. Він є поділенням або ж розбиттям зображення на деякі частини, що відповідають заданим ознакам та характеризують ці області та зображення загалом. На етапі сегментації вирішуються питання, які доповнюють стандартні задачі обробки зображення, а саме кодування, реставрація, покращення якості.

Процес сегментації розглядається як невід'ємна частина задач розпізнавання, класифікації та ідентифікації зображень [4]. Саме тому сегментація знайшла своє широке застосування в таких сферах як мікробіологія, медицина, астрономія, військова техніка і решті сфер життєдіяльності людини. Також такі дослідження допомагають психологам та фізіологам у вивченні таких процесів, як сприйняття форм, навчання і розпізнавання об'єктів живими організмами та мозком людини тощо.

Сегментація широко застосовується при автоматизації мікроскопічних обстежень різноманітних медичних об'єктів, до яких можна віднести опрацювання зображень клітин організмів та їхніх складових і гемоцитологічних препаратів. Цей процес є складовою частиною розпізнавання та класифікації у медичній діагностиці.

Останнім часом розпочато роботу щодо повної автоматизації процесу сегментації зображень біологічних об'єктів задля підвищення достовірності діагностування різного роду захворювань.

Інформація, яку отримують в результаті сегментації також використовується для виявлення впливів різного роду несприятливих факторів і допомагає прогнозувати протікання лейкозів, лімфосарком, анемії та інших захворювань людського організму [9].

Автоматизація процесів сегментації медичних зображень шляхом побудови відповідної системи на основі інформаційних технологій сприяє об'єктивізації отримуваних результатів з одночасним підвищенням їх достовірності у більш стислі терміни. Остання обставина є особливо актуальною в умовах масових захворювань (епідемії та пандемії), зокрема в зв'язку із поширенням пандемії COVID-19.

У провідних країнах світу ведуться дослідження зі створення пристроїв, які допомагають автоматизувати розпізнавання і вимірювання різного роду мікроскопічних зображень у медичних препаратах. Однак, задача повної автоматизації сегментації і отримання цитоморфологічних властивостей клітин та їхніх невід'ємних частин є складною з математичної і технічної точки зору.

Першочерговим аспектом задачі сегментації є математичне обґрунтування задачі та визначення способів і методів її розв'язання. Алгоритмічна та обчислювальна сторона задачі сегментації медичних зображень полягають у втіленні даного методу в сукупність алгоритмічних процедур та особливостей для їхнього відтворення.

Проаналізувавши стан теоретичних досліджень існуючих методів, що моделюють процес сегментації і розглянувши математичні моделі, які використовуються в процесі сегментації і їх практичне застосування в галузі досліджень і діагностики мікроскопічних зображень гемоцитологічних препаратів, було зроблено висновок, що не існує достатньо ефективного універсального методу сегментації.

На теперішній час розроблено багато методів сегментації та алгоритмів для їх реалізації, але, на жаль, ті які задовольняють заданій точності і достовірності є надзвичайно складними і потребують багато часу для їх втілення. В той же час, моделі, які відрізняються простотою реалізації та своєю швидкістю, не дають потрібної точності та достовірності.

Таким чином, постає питання формулювання рекомендацій застосування тих чи інших методів сегментації зображень в конкретній практичній ситуації.

Експериментальна частина

Широкого поширення для задач сегментації медичних зображень набули моделі порогового обмеження, морфологічного градієнту та моделі нарощування областей. При порівнянні вище вказаних методів встановлено, що найбільш перспективним методом є метод нарощування областей, при цьому методі зображення представляється у вигляді сукупності структурно-зв'язаних областей, тобто враховується просторовий взаємозв'язок елементів зображення на відміну від порогової обробки. Саме це дає можливість в процесі сегментації обчислювати цитоморфометричні характеристики зображення, які можна використовувати в подальшій обробці при вирішенні задач розпізнавання, на відміну від морфологічного методу.

Основним недоліком методу нарощування областей є проблема вибору стартових точок, що заважає повній автоматизації процесу сегментації, до недоліків також можна віднести проблему вибору порогу. При цьому метод є емпіричним та не має чіткого теоретичного обґрунтування.

Задля вирішення зазначених вище проблем при таких структурних моделях зображення в роботі [2] запропоновано використовувати поняття зв'язаності.

Як зазначено в роботі [2] поняття зв'язаності доцільно застосовувати як окрему ознаку зображення, що має широку інформативність, яка порівняна тільки з яскравістю, а математичне представлення цієї ознаки, розглядається як структурно-зв'язана модель бінарного зображення з використанням понять усіченого зображення та бінарного зрізу.

Усіченим зображенням із номером k називається зображення, представлене у вигляді матриці $A^k(M,N)$, елементи якої $a^k(m,n)$ визначаються у результаті операцій віднімання дискретної величини d від елементів $a^{k-1}(m,n)$ матриці $A^{k-1}(M,N)$ зображення, причому $A^0(M,N)$ – матриця, що визначає вхідне зображення.

Зрізом з номером k називається сукупність бінарних елементів зображення $b^k(m,n)$, що представлена у вигляді матриці $B^k(M,N)$:

$$\text{причому } b^k(m,n) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } a^k(m,n) = 0 \\ 0, & \text{якщо } a^k(m,n) \neq 0 \end{cases}$$

де $a^k(m,n)$ – елемент матриці усіченого зображення $A^k(M,N)$.

Зв'язаність $\delta^k(m,n)$ одиничного елемента $b^k(m,n)$ у межах даного зрізу за номером k розраховується сумою одиничних елементів, що з ним зв'язані, тобто маємо:

$$\begin{aligned} \delta^k(m,n) = & b^k(m+1,n) + b^k(m-1,n) + b^k(m,n+1) + b^k(m,n-1) + b^k(m+1,n+1) + \\ & + b^k(m-1,n-1) + b^k(m+1,n-1) + b^k(m-1,n+1), \\ & \forall b^k(m,n) = 1. \end{aligned}$$

Зв'язаність $\delta^{k+1}(m,n)$ елемента $b^k(m,n)$ з елементами сусіднього зрізу за номером $k+1$ (або міжзрізова зв'язаність елемента) визначається за формулою:

$$\delta^{k,k+1}(m,n) = b^{k+1}(m+1,n) + b^{k+1}(m-1,n) + b^{k+1}(m,n+1) + b^{k+1}(m,n-1) + b^{k+1}(m+1,n+1) + b^{k+1}(m-1,n-1) + b^{k+1}(m+1,n-1) + b^{k+1}(m-1,n+1), \quad \forall b^k(m,n) = 1.$$

Медичні зображення біологічних об'єктів в сучасних умовах частіше отримують у вигляді напівтонових зображень (рис. 1).

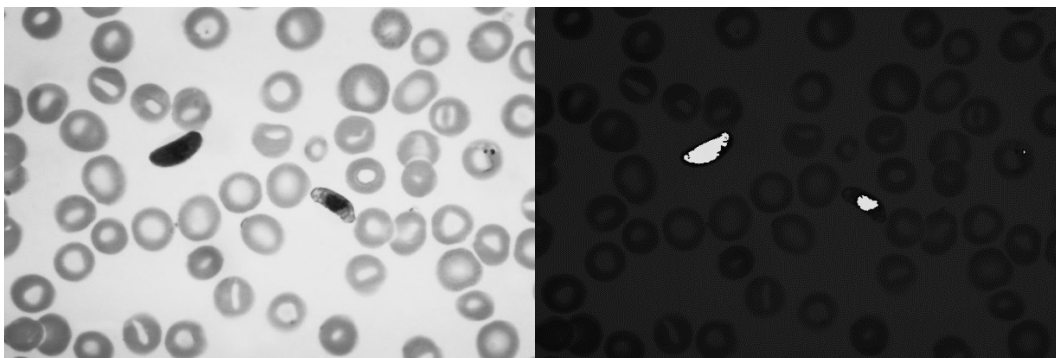


Рис. 1. Приклад напівтонового мікроскопічного зображення

Розглянемо структурну модель напівтонового зображення у вигляді сукупності бінарних зображень (зрізів), що відповідають деякому рівню яскравості:

$$A(M, N) = \bigcup_{k=1}^K B^k(M, N) \quad (1)$$

Дана модель враховує як характеристики яскравості так і просторовий зв'язок елементів зображення та може бути реалізована не складними обчислювальними операціями.

В роботі [7] запропоноване математичне представлення ознак зв'язаності як для окремих зрізів, так і для всього зображення загалом.

Внутрішньозрізова зв'язаність Δ^k (або зв'язаність зрізу за номером k) являє собою суму зв'язаностей його елементів і визначається за наступною формулою:

$$\Delta^k = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \delta^k(m, n) \quad (2)$$

Міжзрізова зв'язаність $\Delta^k, k=1$ (тобто зв'язаність між зрізами за номерами k і $k+1$) представляє суму зв'язаностей елементів зрізу k з елементами зрізу $k+1$ визначається формулою:

$$\Delta^{k,k+1} = \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \delta^{k,k+1}(m, n) \quad (3)$$

Тоді можна представити:

$$\Delta(k) = \Delta^1, \Delta^2, \dots, \Delta^{k-1}, \Delta^k, \Delta^{k+1}, \dots, \Delta^K, \quad (4)$$

де $\Delta(k)$ – функція внутрішньозрізової зв'язаності.

Функція міжзрізової зв'язаності має наступний вигляд:

$$\Delta'(k) = \Delta^{1,2}, \Delta^{2,3}, \dots, \Delta^{k-1,k}, \Delta^{k,k+1}, \Delta^{k+1,k+2}, \dots, \Delta^{K-1,K}. \quad (5)$$

Це дозволить використовувати їх для наступної обробки зображень, а також і при сегментації.

Опрацьований спосіб конструювання для перебігу сегментації та отримання структурно-зв'язного зразка зображення, може бути використаний як метод сегментації напівтонових зображень.

Даний метод можна представити такими етапами [6]:

- 1) квантування зображення за рівнем яскравості згідно формули (1);
- 2) формування функції внутрішньозрізової зв'язаності за формулами (2, 4);
- 3) формулювання глобального та локального максимумів функції міжзрізової зв'язаності;
- 4) формулювання номеру зрізу, що відповідає значенню за п.3;
- 5) формування функції міжзрізової зв'язаності за формулами (3, 5);
- 6) знаходження значень міжзрізової зв'язаності для зрізу, знайденого в п.4 та сусіднього з ним;
- 7) порівняння значень, отриманих за п.6 з пороговим значенням;
- 8) об'єднання виділених зрізів;
- 9) об'єднання областей за ознаками зв'язаності.

Даний метод є інваріантним до зміни орієнтації об'єкту у площині. На відміну від вже існуючих методів він дозволяє проводити визначення ініціюючих областей сегментації не випадково, а у відповідності із зв'язними характеристиками зображення об'єкту.

Предикат однорідності для створення перебігу сегментації за зв'язністю, є математичною моделлю даного процесу.

$$LP(S_i^*) = \begin{cases} \text{true, if } \Delta'(k) \geq P_1, k_{1min} \leq k \leq k_{0max}, \\ \text{true, if } \Delta' \geq P_2, k_0 \leq k \leq k_{2min}, \\ \text{false, if other cases.} \end{cases}$$

де $\Delta'(k)$ – функція міжзрізової зв'язаності зображення; P_1, P_2 – порогові значення зв'язності; k_{1min}, k_{2min} – “ліве” і “праве” значення номерів зрізів, для яких міжзрізова зв'язаність приймає значення P_1 і P_2 відповідно (або значення локального або глобального мінімуму) відносно номеру зрізу k_{0max} ; k_{0max} – номер зрізу для якого міжзрізова зв'язаність приймає значення локального або глобального максимуму.

Розробляються алгоритмічні моделі перебігу сегментації за зв'язністю для вкрай малих гемоцитологічних зображень, що дозволяють провести імітаційне створення перебігу сегментації за зв'язністю на прикладних зображеннях та доводять реалістичність запропонованих моделей.

Розглянуті особливості алгоритмічної реалізації методу для покращення результатів при моделюванні процесу сегментації з застосуванням проявів зв'язаності при послідовній обробці для важких зображень із великими перерізами розподілів оптичних щільностей, дають змогу ввести поняття зв'язаності між областями [11].

Припустимо, маємо виділені області $V_1(B_i, B_{i+1}, \dots, B_L)$ і $V_2(B_j, B_{j+1}, \dots, B_K)$, де B_i, B_{i+1}, \dots, B_L – бінарні зрізи, що складають область V_1 , а B_j, B_{j+1}, \dots, B_K – бінарні зрізи, що складають область V_2 . Розглянемо задачу, яка полягає у визначенні зв'язаності між зрізами областей V_1 і V_2 . Тобто зв'язаність між цими областями буде обчислюватись за формулою:

$$\Delta(V_1, V_2) = \sum_{i=1}^L \sum_{j=1}^N \Delta(B_i, B_j), \quad (6)$$

де $\Delta(B_i, B_j)$ – зв'язаність між бінарними зрізами B_i, B_j .

Приклад такого результату роботи, поєднання програмної реалізації способу моделювання сегментації та вище вказаного способу підняття підсумків сегментації надано на рис. 2, 3. Саме це дозволяє значно покращити точність сегментації.

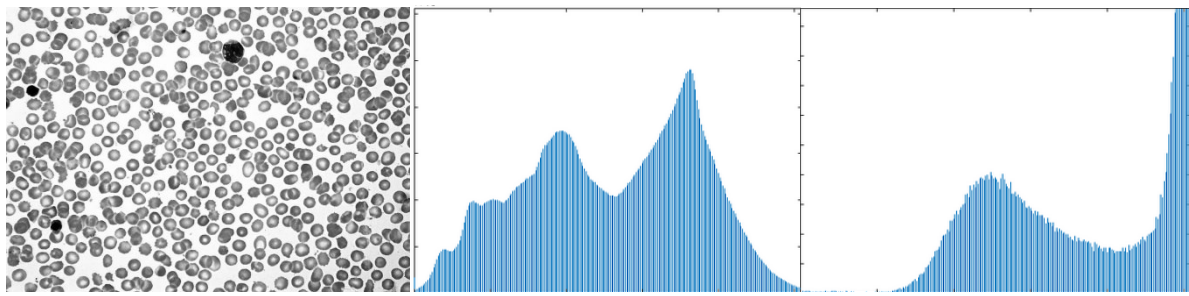


Рис. 2. Приклад вхідного зображення для сегментації: мікроскопічне зображення мазку периферичної крові та гістограми міжзрізової та внутрішньозрізової зв'язності

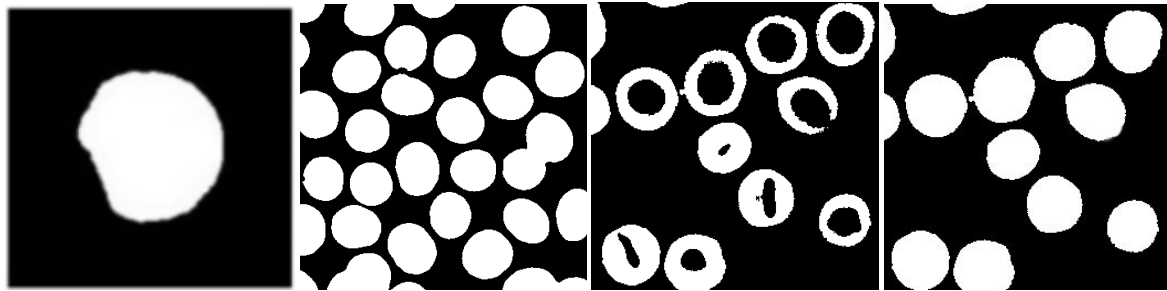


Рис. 3. Кінцевий результат сегментації: (а) – ядра лейкоциту; (б) – еритроцитів; (в) – мембрани лейкоцитів; (г) – цілого лейкоциту

Як критерій адекватності моделі процесу сегментації в роботі [10] було обрано нормовану середньоквадратичну помилку сегментації (НСКПС), вона дозволяє оцінити близькість результатів моделювання процесу сегментації деяким методом до результатів „ідеальної” сегментації. Він може бути представлений за такими формулами.

$$НКПС_i = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \{b_{\lambda_i}(m, n) - \bar{b}_{\lambda_i}(m, n)\}^2}{\tilde{S}_{\lambda_i}}$$

де НКПС_{*i*} – нормована квадратична помилка сегментації *i*-го сегменту; \tilde{S}_{λ_i} – площа сегменту з міткою λ_i на ідеальному зображенні, елементи \tilde{b}_{λ_i} – елементи матриці ідеального зображення сегменту з міткою λ_i , а $b_{\lambda_i}(m, n)$ – елементи матриці реального зображення сегменту з міткою λ_i . Саме тому необхідно усереднити НКПС за кількістю сегментів у вихідній сукупності:

$$НСКПС = \frac{\sum_{i=1}^L НКПС'_i}{L}$$

де *L* – кількість зображень у виборці.

Результати даного моделювання наведені в табл. 1 та на рис. 4.

Таблиця 1

Результати експериментальних досліджень методів сегментації

<i>N</i> / <i>n</i> / <i>n</i>	Назва методу	НСКПС
1	Метод нарощування областей в автоматичному режимі	13,8%
2	Метод нарощування областей за участю оператора	5,2%
3	Метод порогової сегментації	7,1%
4	Метод зв'язної сегментації	6,9%
5	Метод зв'язної сегментації + метод покращення результатів	4,1%

Отже, можна зробити підсумок, що запропонована модель є адекватною. Також було встановлено, що для гемоцитологічних зображень з нечіткими розмитими границями зв'язносний метод дає кращі результати за точністю (в середньому – на 3%) [10].

Розроблені моделі зв'язносні можуть бути представлені як на різних зображеннях одного типу, наприклад, на гемоцитологічних, так і на зображеннях інших типів. Для плямових зображень лазерних пучків сегментація зображення проводиться шляхом побудови структурної зв'язної моделі зображення та відповідних до неї гістограм міжзрізової та внутрішньозрізової зв'язностей. В якості ініціюючого зрізу обирався зріз з максимальною яскравістю. А поріг цього зрізу обчислювався на рівні мінімальних значень зв'язностей вліво та вправо від ініціюючого зрізу.

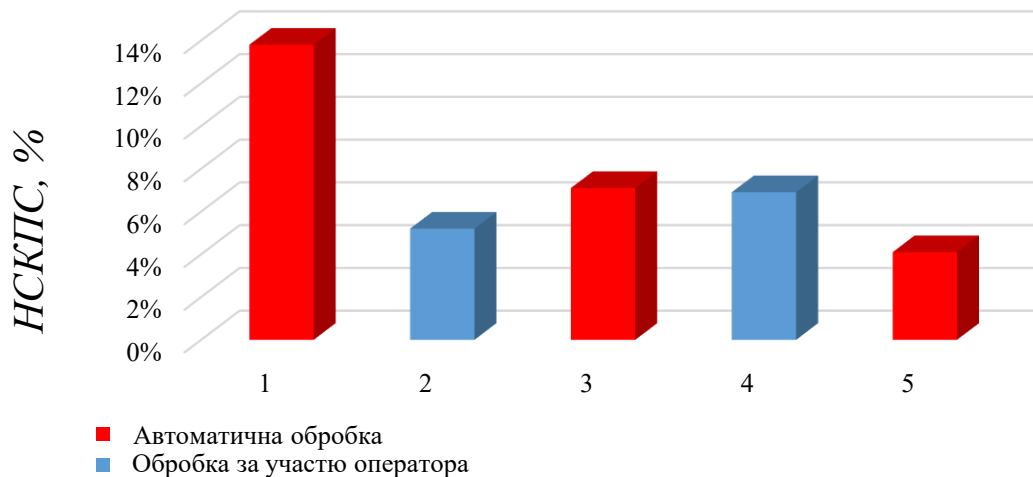


Рис. 4. Порівняльна діаграма результатів експерименту

До задачі сегментації медичних зображень, можуть бути віднесені питання текстурної сегментації зображень псоріатичного ураження шкіри. Хвороба псоріазу – це порушення, що характеризується плямами рожевого кольору, з чіткими краями, які покриті лусочками сріблясто-білого кольору. Алгоритм класифікації дерматологічних зображень на основі методу опорних векторів, який включає такі етапи [3]:

1. Завантаження RGB (Red, Green, Blue) зображення зображень псоріатичного ураження шкіри.
2. Формування вектора ознак, з використанням статистичних моментів: начального моменту 1-го порядку і центральний момент другого порядку [3].
3. Формування навчальної вибірки – кожному елементу вектора ознак ставиться у відповідність метка, яка визначає до якого кластеру відносяться образи об'єктів розпізнавання.
4. Навчання класифікатору, на основі навчальної вибірки з використанням лінійної функції ядра.
5. Завантаження зображення псоріатичного захворювання.
6. Формування тестової множини для завантаженого зображення.
7. Застосування навченого класифікатору для класифікації тестової множини.
8. Обчислення точності класифікації.

Висновки

Розглянуто спосіб сегментації напівтонових зображень з одержанням зв'язної конфігурованої моделі зображення.

Було розглянуто математичне представлення предикату сумісності для сегментації зображень на підставі властивостей зв'язності, що створює умови для автоматизації процесу, що у поєднанні із методом знаходження точок зрізів з їх найбільшим розумінням внутрішньозрізової зв'язності як початкових, та знаходження граничних значень як мінімальних значень функцій міжзрізової зв'язності, що за потребою дає змогу оператору брати участь у процесі на всіх його етапах.

Досліджено алгоритм та імітаційний макет процесу сегментації за зв'язністю на мікроскопічних геміцитологічних зображеннях популярних методів сегментації, застосування способу опорних векторів для класифікації образів об'єктів розпізнавання в задачі сегментації медичних зображень.

Література

1. Вапник В.Н. Теория распознавания образов (статистические проблемы обучения) / Вапник В.Н. – М. : Главная редакция физико-математической литературы изд-ва «Наука», 1974. – 416 с.
2. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Гонсалес Р. – М. : Техносфера, 2005. – 1072 с.
3. Кучеренко Г.О. Сегментация медичних зображень за допомогою кольорових ознак / Г.О. Кучеренко, Д.Р. Горпенко, Н.П. Волкова // Восьма Міжнародна наукова конференція студентів та молодих вчених «Сучасні інформаційні технології», ОНПУ, 23–25 травня, 2018. – С. 101–102.
4. Мартинюк Т.Б. Особливості використання позрізової обробки для сегментації багатоградацийних зображень / Т.Б. Мартинюк, Я.Г. Скорюкова, В.В. Хом'юк // Вісник Вінницького політехнічного інституту – 2004. – № 4. – С. 82–88.
5. Патент 55790 А України, МПК 7 G06 G7/14. Підсумовувальний пороговий пристрій / Мартинюк Т.Б., Скорюкова Я.Г., Барський С.Б., Баранов Р.К. – №2002065 ; заявл.20.06.2002 ; опубл.15.04.2003. Бюл. № 4. 2003 МПІ. – 3 с.
6. Патент № 2024939С1 РФ, МКИ G 06 К 9/00. Метод и устройство выделения изображения / Тимченко Л.И., Кутаев Ю.Ф., Марков С.М., Скорюкова Я.Г. – № 5036557 ; заявл. 08.07.91, опубл.15.12.92, Бюл. № 23. – 8 с.
7. Рыжов А. П. Элементы теории нечетких множеств и ее приложений / Рыжов А. П. – М. : Изд-во

МГУ, 2003.

8. Тимченко Л.И. Анализ и синтез алгоритмов распознавания объектов в масштабе реального времени / Тимченко Л.И., Скороюкова Я.Г., Марков С.М. / УкрНИИТИ. – Киев, 1991. – 46 с. – Рус. – Депонированные научные работы, 1991, № 1195. – Ук91, № 12(242), б/о 498 от 16.08.91

9. Тимченко Л.И. Метод покращення результатів сегментації гемоцитологічних зображень / Л.И. Тимченко, Я.Г. Скороюкова // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2003. – № 1-2 (5-6). – С. 46–49.

10. Тимченко Л.И. Сегментація багатоградацийних зображень на основі ознак просторової зв'язаності / Л.И. Тимченко, Я.Г. Скороюкова, С.М. Марков, Я.О. Гальченко // Вісник Вінницького політехнічного інституту. – 1998. – № 4. – С. 39–44.

11. Харалик Р.М. Статистический и структурный подходы к описанию текстур / Р.М. Харалик // ТИИЭР. – 1979. – Т. 67, № 5. – С. 98–120.

References

1. Vapnik V.N. Teoriya raspoznavaniya obrazov (statisticheskie problemy obucheniya) / Vapnik V.N. – M. : Glavnaya redakciya fiziko-matematicheskoy literatury izd-va «Nauka», 1974. – 416 s.

2. Gonsales R. Cifrovaya obrabotka zobrazenij / Gonsales R. – M. : Tehnosfera, 2005. – 1072 s.

3. Kucherenko H.O. Sehmentatsiia medychnykh zobrazen za dopomohoiu kolorovykh oznak / H.O. Kucherenko, D.R. Horpenko, N.P. Volkova // Vosma Mizhnarodna naukova konferentsiia studentiv ta molodykh vchenykh «Suchasni informatsiini tekhnolohii», ONPU, 23–25 travnia, 2018. – S. 101–102.

4. Martyniuk T.B. Osoblyvosti vykorystannia pozrizovoi obrobky dlia sehmentatsii bahatogradatsiinykh zobrazen / T.B. Martyniuk, Ya.H. Skoriukova, V.V. Khomiuk // Visnyk Vinnytskoho politekhnichnoho instytutu – 2004. – № 4. – S. 82–88.

5. Patent 55790 A Ukrainy, MPK 7 G06 G7/14. Pidsumovualnyi porohovyi prystrii / Martyniuk T.B., Skoriukova Ya.H., Barskyi S.B., Baranov R.K. – №2002065 ; zaiavl.20.06.2002 ; opubl.15.04.2003. Biul. № 4. 2003 MPI. – 3 s.

6. Patent № 2024939S1 RF, MKI G 06 K 9/00. Metod i ustrojstvo vydeleniya izobrazheniya / Timchenko L.I., Kutaev Yu.F., Markov S.M., Skoryukova Ya.G. – № 5036557 ; zayavl. 08.07.91, opubl.15.12.92, byul.№ 23. – 8 s.

7. Ryzhov A. P. Elementy teorii nechetkih mnozhestv i ee prilozhenij / Ryzhov A. P. – M. : Izd-vo MGU, 2003.

8. Timchenko L.I. Analiz i sintez algoritmov raspoznavaniya obektov v masshtabe realnogo vremeni / Timchenko L.I., Skoryukova Ya.G., Markov S.M. / UкрНИИТИ. – Киев, 1991. – 46 с. – Рус. – Депонированные научные работы, 1991, № 1195. – Ук91, № 12(242), б/о 498 от 16.08.91

9. Tymchenko L.I. Metod pokrashchennia rezultativ sehmentatsii hemotsytolohichnykh zobrazen / L.I. Tymchenko, Ya.H. Skoriukova // Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii. – 2003. – № 1-2 (5-6). – S. 46–49.

10. Tymchenko L.I. Sehmentatsiia bahatogradatsiinykh zobrazen na osnovi oznak prostorovoi zv'язanosti / L.I. Tymchenko, Ya.H. Skoriukova, S.M. Markov, Ya.O. Halchenko // Visnyk Vinnytskoho politekhnichnoho instytutu. – 1998. – № 4. – S. 39–44.

11. Haralik R.M. Statisticheskij i strukturnyj podhody k opisaniyu tekstur / R.M. Haralik // TIIEP. – 1979. – Т. 67, № 5. – S. 98–120.

Надійшла / Paper received : 22.10.2020 р. Надрукована/Printed :27.11.2020 р.