

УДК 621.397

АЛГОРИТМ СЕГМЕНТАЦІЇ ТЕПЛОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ ЛЕГЕНЬ

Шликов Владислав Валентинович

v.shlykov@kpi.ua

Забіло Ярослав Сергійович

varzab55@gmail.com

Кафедра біомедичної інженерії

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

Анотація – У роботі розглянуто алгоритм сегментації теплових зображень, який базується на пошуку термографічного порогу між тепловими зонами з суттєвим градієнтом температур від 1°C , які визначаються на термографічних зображеннях легень з ознаками запального процесу. Зокрема, пропонується застосування у алгоритмі сегментації теплових зображень модернізованого алгоритму вододілу (Watershed) із бібліотеки комп'ютерного зору OpenCV (Open Source Computer Vision Library) на мові Python. Оскільки основною проблемою при такому підході є надмірна сегментація через завади, що обумовлені неоднорідністю теплового поля на зображеннях легень, у модернізованому алгоритмі пропонується попередня фільтрація завад з використанням морфологічних операцій (Morphological Gradient) та поділ зображення на області фону і переднього плану з використанням маркерів (Simple Thresholding). Для розмежування областей кольорового зображення, які мають наближені напівтони, використовується порогова бінаризація Нобуюки Отсу (Otsu's method), що дає можливість розмежувати на термографічному зображенні теплові зони з градієнтом температур від $0,5^{\circ}\text{C}$. Для апробації алгоритму сегментації було проведено доклінічні дослідження щодо оброблення термографічних знімків легень з ознаками запального процесу, що дистанційно реєструвалися тепловізором FLIR ThermoCAM E300, який забезпечує передачу 16000 кольорів і дає можливість визначати градієнт температур від $0,5^{\circ}\text{C}$ з точністю $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ у діапазоні температур від 20°C до 50°C . Отже, алгоритм сегментації теплових зображень, що пропонується, дає можливість визначити тепловий поріг (термопоріг), який лежить між двома максимумами або мінімумами температур у однорідних теплових зонах з заданим градієнтом температур.

Ключові слова: тепловачення, термографічні зображення, сегментація зображень, алгоритм сегментації, фільтрація завад, бібліотека OpenCV, мова Python, запалення легень.

I. ВСТУП

У цифровій обробці зображень широко використовується сегментація зображень, яка базується на використанні спеціальних алгоритмів розбиття зображення на безліч областей, що його утворюють. Процес сегментації дає можливість об'єднати пікселі зображення у області, які мають загальні візуальні характеристики, що дає передумови для подальшого їхнього статистичного аналізу, кластеризації та розпізнавання об'єктів нейронними мережами.

На сьогодні немає чіткого поділу методів сегментації на класи, але можна виділити деякі групи методів [1]. Існує велика кількість методів сегментації зображень, які можна поділити на такі основні види: статичні, гістограмні, кластерні, об'єктні, локальні, просторові та методи, що ґрунтуються на ентропії. До порогових

методів сегментації відносяться: методи з нижнім порогом, методи з верхнім порогом, багаторівнева сегментація, метод бінаризації Отсу (Otsu's method), метод Ріддлера (Riddler-Calvard method) та ін. [2].

У групі методів нарощування можна виділити три основні підгрупи: метод нарощування, метод вододілу (Watershed method), центроїдне зв'язування, метод злиття-розщеплення, метод деформованих шаблонів. Ідея методу нарощування областей полягає у виборі стартових точок та аналізі сусідніх з ними точок у відповідності до деякого критерію однорідності. Аналізуючи наступні точки на зображенні, ці точки зараховуються до тієї чи іншої групи. Метод вододілу дає можливість виділити однорідні області на основі градієнта інтенсивності зображення. Метод злиття-розщеплення полягає в попередньому виборі однорідних областей та їх подальшого нарощування.

Метод центроїдного зв'язування полягає в аналізі апріорної інформації на основі стартових точок. Метод деформованих шаблонів заснований у виборі відповідних шаблонів, які мінімізовані деякою цільовою функцією за параметрами, які точно визначають геометричну форму [3].

Наступна група методів – це методи виділення меж. Відомі лінійні та нелінійні алгоритми виділення меж на зображеннях. У основі лінійних методів лежить ядро (матриця), для виділення меж зазвичай використовуються вагові коефіцієнти різних знаків (позитивні та негативні). До нелінійних алгоритмів сегментації відносяться апертури Робертса та Собеля, Шарра, диференціальні алгоритми тощо [4]. Текстурні методи аналізу зображень використовуються для розпізнавання та класифікації об'єктів на основі виділення текстурних ознак. Існує п'ять методів формування ознак: метод автокореляції, метод граничної частоти, метод довжини примітиву, а також група методів, що заснована на матрицях імовірнісного розподілу та текстурної енергії [5, 6].

Кінцевою ціллю цифрової обробки інфрачервоних (ІЧ) зображень біологічного об'єкта є розпізнавання і діагностика. Вихідними даними для етапу розпізнавання об'єкту є визначення його меж на зображенні. Зокрема, для визначення ознак запального процесу в легенях за даними термографічних зображень застосовується алгоритм сегментації теплових зображень, який базується на пошуку термографічного порогу між тепловими зонами з деяким градієнтом температур.

II. МЕТА РОБОТИ

Мета роботи – розробка алгоритму сегментації теплових зображень, який базується на пошуку термографічного порогу між тепловими зонами з заданим градієнтом температур від $1,0^{\circ}\text{C}$, що визначаються на ІЧ термографічних зображеннях легень з ознаками запального процесу. Алгоритм має надати можливість визначати тепловий поріг (термопоріг), який лежить між двома екстремумами температур

у однорідних теплових зонах з градієнтом температур від $0,5^{\circ}\text{C}$.

III. МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Для розроблення алгоритму сегментації теплових зображень біологічних об'єктів було використано програмне середовище PyCharm Community Edition з компілятором Python 3.6 і бібліотека комп'ютерного зору OpenCV (Open Source Computer Vision Library) на мові Python. Для апробації програмного алгоритму сегментації було проведено доклінічні дослідження щодо оброблення термографічних знімків легень з ознаками запального процесу, які дистанційно реєструвалися тепловізором FLIR ThermoCAM E300. Технічні характеристики цього тепловізора дають можливість визначати градієнт температур від $0,5^{\circ}\text{C}$ з точністю $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$, а його фотоприймальна матриця 320×240 пікселів забезпечує передачу 16000 кольорів, що є достатнім для реалізації алгоритму сегментації теплових зображень легень у діапазоні температур від 20°C до 50°C .

IV. АЛГОРИТМ СЕГМЕНТАЦІЇ ТЕРМОГРАФІЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

Під час реєстрації теплових зображень легень з використанням тепловізора FLIR ThermoCAM E300 розміри вихідного кольорового RGB зображення зіставляють $N = 320$ пікселів по горизонталі та $M = 240$ пікселів по вертикалі. Положення кожного пікселя визначаються двома координатами (x, y) , де x – ціле число з відрізка $[0, N - 1]$, y – ціле число з відрізка $[0, M - 1]$.

Вважатимемо, що палітра містить m кольорів, тобто кожному пікселю ІЧ зображення відповідає три цілих числа з відрізка $[0, m - 1]$. Введемо позначення для кольорних складових пікселя з координатами (x, y) : $r(x, y)$ – інтенсивність червоної складової, $g(x, y)$ – інтенсивність зеленої складової, $b(x, y)$ – інтенсивність синьої складової RGB зображення.

Надалі будемо розглядати загальний випадок кольорового зображення, а простіший випадок монохромного (колір

заданий у градаціях сірого) зображення може бути отриманий з нього простим обнулінням двох з трьох кольорних складових кожного пікселя.

Кожен піксель на RGB зображенні має чотири сусіди, два пікселя $v_i = (x_i, y_i)$ по горизонталі та два пікселя $v_j = (x_j, y_j)$ по вертикалі, кожна з геометричних координат яких відрізняється не більш ніж на одиницю ($|x_i - x_j| \leq 1 \vee |y_i - y_j| \leq 1$). Абсолютний перепад кольору між двома сусідніми пікселями визначається ваговою функцією:

$$d(v_n, v_m) = \exp - \frac{1}{h} \sqrt{(r_i - r_j)^2 + (g_i - g_j)^2 + (b_i - b_j)^2}, \quad (1)$$

де $r_i = r(x_i, y_i)$, $g_i = g(x_i, y_i)$, $b = b(x_i, y_i)$, h – незмінний параметр, що визначається експериментально і є загальним для всього теплового зображення.

У подальшому до RGB зображення застосовується модернізований алгоритм вододілу (Watershed method) із бібліотеки комп'ютерного зору OpenCV (Open Source Computer Vision Library). У загальному вигляді блок-схему алгоритму сегментації теплових зображень представлено на рисунку 1. В програмній реалізації алгоритм сегментації складається з наступних етапів:

1. Отримання RGB-зображення, до якого застосовується модернізований алгоритм вододілу (Watershed method).

2. Видалення завад з використанням морфологічних операцій (Morphological Gradient), які обумовлені неоднорідністю теплового поля на зображенні легень.

3. Визначення області фону і переднього плану з використанням маркерів (Simple Thresholding).

4. Визначення маркеру для сегментації на основі методу `connectedComponents()`.

5. Формування лінії термopорогу з використанням порогової бінаризації Нобуюки Отсу (Otsu's method), що дає можливість розмежувати теплові зони з градієнтом температур від $0,5^\circ\text{C}$.

6. Отримання сегментованого RGB зображення з визначеним тепловим порогом (термopоріг), який лежить між двома екстремумами температур у теплових зонах з заданим градієнтом температур.

За алгоритмом вододілу розглядається абсолютна величина градієнта або вагової функції зображення $d(v_n, v_m)$ як топографічної поверхні. Пікселі, що мають найбільшу абсолютну величину градієнта яскравості $I(x, y)$, відповідають лініям вододілу, що становлять межі областей. Функція температури, пов'язана з будь-яким пікселем (x_j, y_j) усередині загальної лінії вододілу на тепловому зображенні спадає вниз до локального мінімуму яскравості $I_{\min}(x_i, y_i)$.

Пікселі, від яких температура спадає до загального мінімуму, утворюють водозбір, який є сегментом. Як тільки значення температури досягає значення чергового локального мінімуму, починається процес підвищення інтенсивності пікселів у середині утвореного сегменту. Коли дві області теплового зображення починають зливатися, будується перегородка або термopоріг, який запобігає об'єднанню областей [7]. Функція температури продовжує зростати доти, доки області не будуть відокремленими лише штучно побудованими перегородками.

Оскільки основною проблемою при такому підході є надмірна сегментація через завади, що обумовлені неоднорідністю теплового поля на зображенні легень, у модернізованому алгоритмі пропонується попередня фільтрація завад з використанням морфологічних операцій (Morphological Gradient) та поділ зображення на області фону і переднього плану з використанням маркерів (Simple Thresholding). Для розмежування областей кольорового зображення, які мають наближені напівтони, використовується порогова бінаризація Нобуюки Отсу (Otsu's method), що дає можливість достовірно розмежувати на термографічному зображенні теплові зони з градієнтом температур від $0,5^\circ\text{C}$.

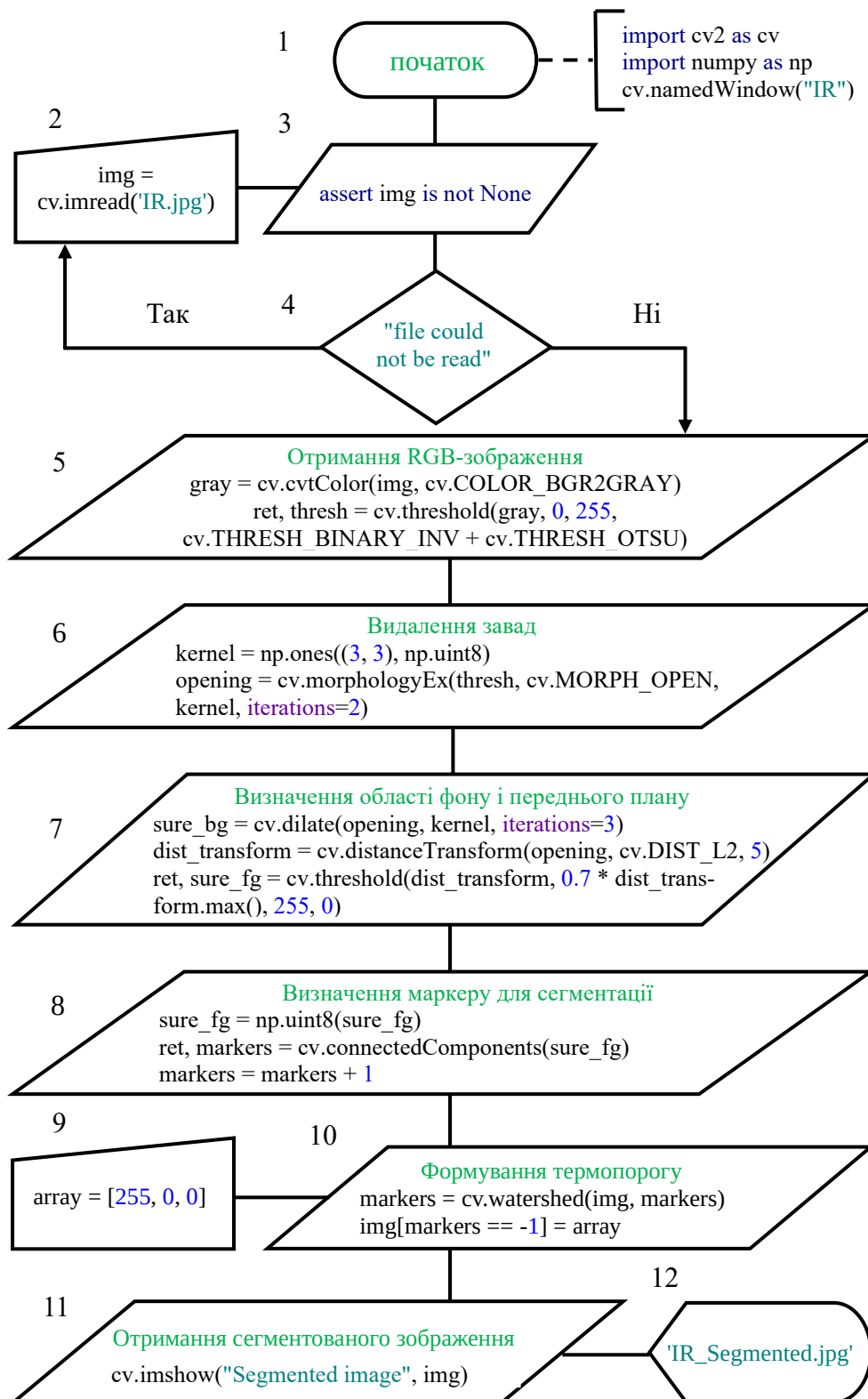


Рисунок 1 – Блок-схема алгоритму сегментації теплових зображень.

Зазвичай морфологічні перетворення виконуються над бінарними зображеннями. Наприклад, за допомогою функції `threshold()` з бібліотеки OpenCV можна

перетворити зображення на бінарне. Ця функція приймає першим параметром зображення, другим – граничне значення, третім – максимальне значення яскравості,

що присвоюється значенням пікселів, інтенсивність яких перевищує граничне значення. Отже, будь-яке значення пікселя, що перевищує 215, встановлюється рівним 255, а будь-яке значення, менше 215, встановлюється рівним нулю. Останнім параметром у функцію `threshold()` передається ідентифікатор методу порогового значення.

Для виконання морфологічної операції градієнта (Morphological Gradient) потрібні два входи оператора, один вхід є вихідним зображенням, а інший вхід є структурним елементом чи ядром, що визначає характер операції. Структурний елемент або ядро – це багатовимірний вектор розміру (n, n) , що складається із "0" і "1". Розмірність цього вектора визначає розмір області сегменту, а розташування "0" і "1" у векторі визначає лінійну форму області. Якщо на RGB зображенні цільову область позначити як передній план або об'єкт "1", одним кольором (або інтенсивністю), а суміжну область позначити як не об'єкт "0", іншим кольором, тоді за допомогою функції `connectedComponents()` отримаємо маркер. Потім застосуємо алгоритм вододілу, після якого маркер буде оновлено за допомогою міток, які було вказано, а межі об'єктів отримають значення "-1".

Для розмежування цільових областей кольорового зображення, які мають холодні та теплі півтони відносно попередньо визначеної теплової області, використовується порогова бінаризація Оцу (Otsu's method), яка є дуже чутливою до нерівномірної яскравості зображення. Отже, розроблений на основі алгоритму вододілу (Watershed method) алгоритм сегментації дає можливість знайти на тепловому зображенні області з заданим градієнтом температури, які знаходяться навколо локальних максимумів $I_{max}(x, y)$ та мінімумів $I_{min}(x, y)$ інтенсивності, у яких перетинаються передній план `sure_fg` і фон `sure_bg`. Отримані лінії перетину теплових областей на термограмах було названо нами тепловим порогом (thermal threshold) або термопорогом.

V. ЗАСТОСУВАННЯ АЛГОРИТМУ СЕГМЕНТАЦІЇ ТЕПЛОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ У ДОКЛІНІЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ

Фізіологічною основою термографії у діагностиці запалень легень є зміни інтенсивності ІЧ випромінювання навколо ділянки патологічного вогнища у зв'язку з посиленням або зменшенням в тканинах, регіонального кровопостачання, а також протіканням метаболічних процесів і супутніх структурних змін в навколишніх тканинах [8 - 12].

Зокрема, тканина легень, як органів дихання, складаються з інтерстиційної тканини та альвеол, стінки яких мають епітеліальний шар обплетений мережею капілярів, що забезпечують газообмін між кров'ю та повітрям. Метод термографії дає можливість виявити у легеневій тканині ділянки з зниженою або підвищеною температурою, що може вказувати на запалення, інфекцію або інші патологічні зміни в легеневій тканині.

Застосування стандартних методів термографічної діагностики передбачає визначення характерної теплової картини усіх ділянок тіла. У здорової людини вона є відносно сталою, але під час виникнення захворювань можливі зміни. У нормі більш висока температура спостерігається у області над великими кровоносними судинами (проекція підключичної артерії, сонної артерії), а також в області очних ямок та у навколоротовій ділянці. Температура волосистої частини голови, поверхні щік, надбрівної області та вушної раковини є у порівнянні значно нижчою за температуру навколишніх тканин. Вважається, що суттєві зміни у нормальному розподілі температури є ознакою патологічного процесу [13]. У поточний час можна виділити дві методики проведення тепловізійного дослідження: нативної (статичної) та динамічної теплової картини розподілу температури [14].

Наприклад, методи термографії у діагностиці запалень легень досліджують розподіл температури у легеневій тканині під час вдиху і видиху [15]. У області дослідження визначається локальна

максимальна і мінімальна температура, різниця між якими свідчить про стан регіонального кровопостачання у капілярах альвеол, що забезпечують газообмін між кров'ю та повітрям. Отже, у процесі апробації розробленого алгоритму сегментації ІЧ зображень легень буде порівняно існуючий метод термографічної діагностики у пульмонології та показано перспективи застосування автоматичної сегментації теплових ділянок з розподілом температур і визначення геометричних меж між цими областями.

Під час доклінічного дослідження було отримано та порівняно ІЧ термографічні зображення легень двох пацієнтів, які перебували у відділенні пульмонології Інституту педіатрії, акушерства та гінекології НАМН України: пацієнт А без ознак запального процесу у легенях, і пацієнт Б з суттєвими ознаками запального процесу у нижній долі легень.

Вихідне термографічне зображення легень пацієнта А з відмітками мінімальних і максимальних температур (Sp1 – Sp5) у різних ділянках представлено на рисунку 2. За стандартним методом термографічної діагностики на тепловому зображенні визначаються наступні параметри: максимальний градієнт – $0,5^{\circ}\text{C}$, у тому числі: ліва легеня – $0,1^{\circ}\text{C}$, права легеня – $0,2^{\circ}\text{C}$, різниця П/Л – $0,3^{\circ}\text{C}$.

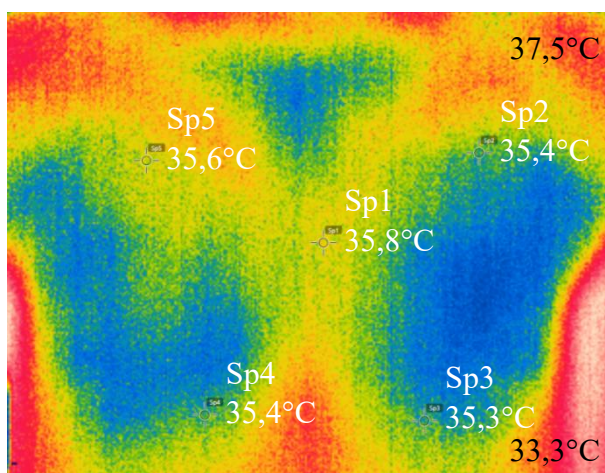
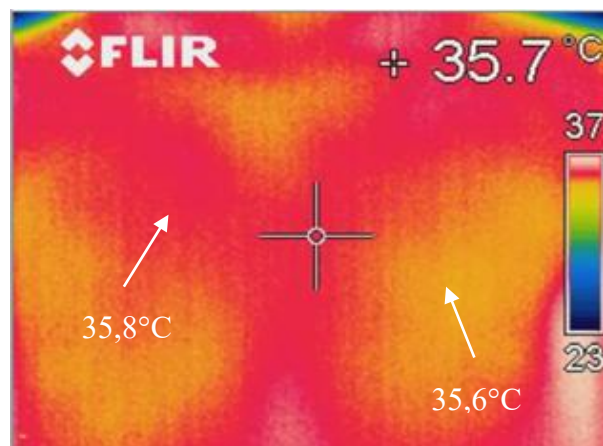
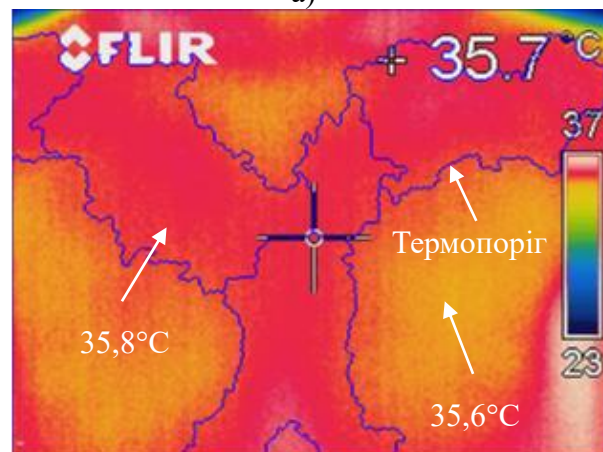


Рисунок 2 – Термограма легень під час видиху для пацієнта А: максимальний градієнт – $0,5^{\circ}\text{C}$, у тому числі: ліва легеня – $0,1^{\circ}\text{C}$, права легеня – $0,2^{\circ}\text{C}$, різниця П/Л – $0,3^{\circ}\text{C}$.

Застосування розробленого алгоритму сегментації теплових зображень до статичних термографічних знімків легень пацієнта А, які зроблено під час видиху і вдиху, представлено на рисунку 3 і 4, відповідно.



а)



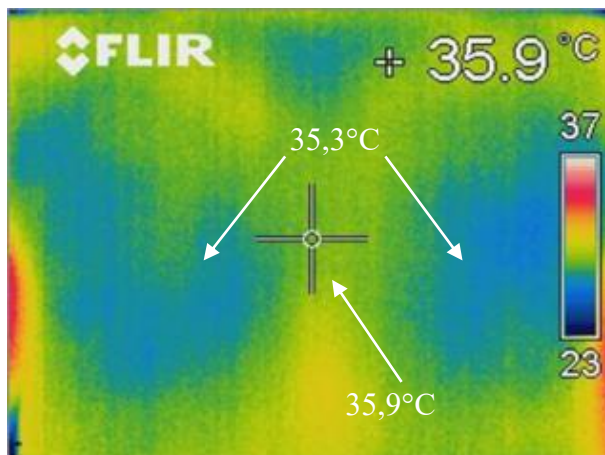
б)

Рисунок 3 – Сегментація ІЧ-термограм легень під час видиху для пацієнта А:

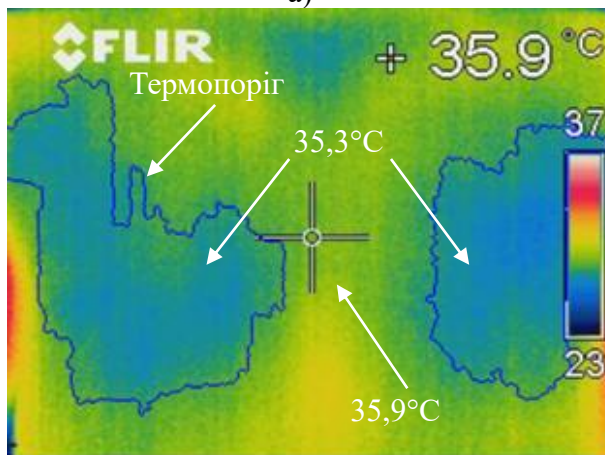
- а) теплове зображення без ознак запального процесу у легенях;
- б) сегментація зони гіпертермії з порогом визначення межі $35,7^{\circ}\text{C}$.

Використання алгоритму сегментації для пацієнта А під час видиху дає можливість відтворити зони гіпертермії з порогом визначення межі $35,7^{\circ}\text{C}$, які чітко візуально розділені тепловими порогами (термопоріг) на області з температурою локального мінімуму $35,6^{\circ}\text{C}$ і локального максимуму $35,8^{\circ}\text{C}$, що переставлено на рисунку 3(б). Такий спосіб аналізу термограм дає можливість визначити як загальний

максимальний градієнт – $0,5^{\circ}\text{C}$, так і локальний градієнт температур – $0,2^{\circ}\text{C}$ у області дослідження.



а)



б)

Рисунок 4 – Сегментація ІЧ-термограм легень під час вдишу для пацієнта А:

- теплове зображення без ознак запального процесу у легенях;
- сегментація зони гіпотермії з порогом визначення межі $35,3^{\circ}\text{C}$.

Використання алгоритму сегментації для пацієнта А під час вдишу повітря дає можливість відтворити зони гіпотермії з порогом визначення межі $35,3^{\circ}\text{C}$, які чітко візуально розділені тепловими порогами (термопори́г) на області з температурою локального мінімуму $35,3^{\circ}\text{C}$ і локального максимуму $35,9^{\circ}\text{C}$, що переставлено на рисунку 4(б). Такий спосіб аналізу термограм дає можливість визначити додатковий локальний градієнт температур $0,6^{\circ}\text{C}$ у області дослідження, що уточнює попереднє значення для загального

максимального градієнта $(0,5+0,1)^{\circ}\text{C}$, який було визначено за стандартним методом аналізу термограм легень пацієнта А.

Вихідне термографічне зображення легень пацієнта Б з відмітками мінімальних і максимальних температур (Sp1 – Sp5) у різних ділянках представлено на рисунку 5. За стандартним методом термографічної діагностики на тепловому зображенні визначаються наступні параметри: максимальний градієнт – $2,2^{\circ}\text{C}$, у тому числі: ліва легеня – $2,0^{\circ}\text{C}$, права легеня – $2,2^{\circ}\text{C}$, різниця П/Л – $2,1^{\circ}\text{C}$.

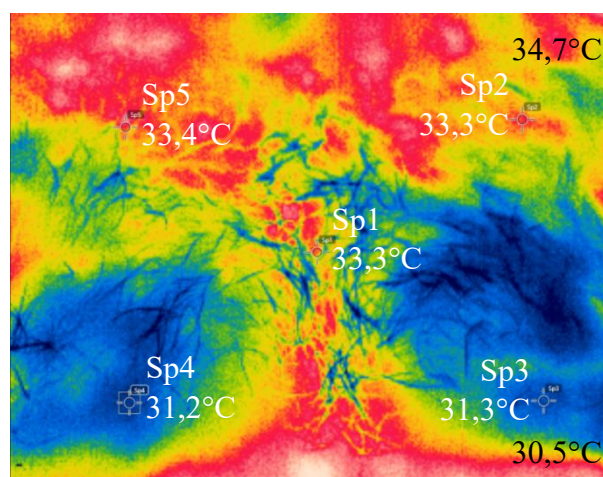
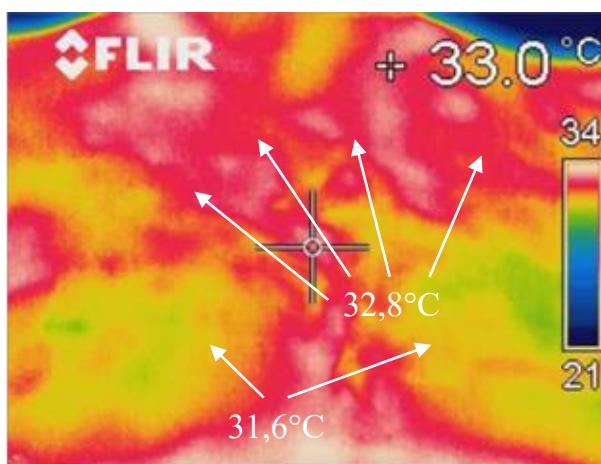


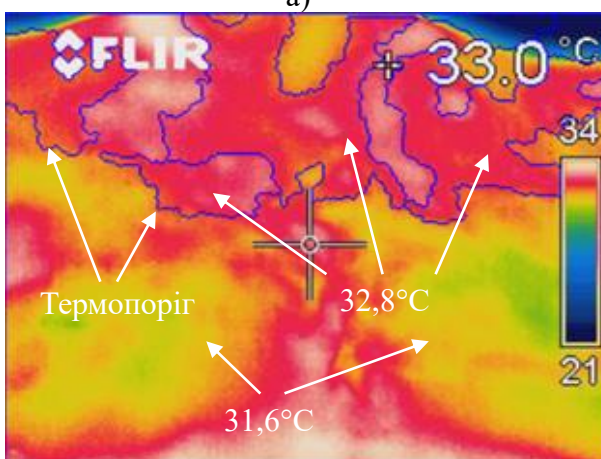
Рисунок 5 – Термограма легень під час вдишу для пацієнта Б: максимальний градієнт – $2,2^{\circ}\text{C}$, у тому числі: ліва легеня – $2,0^{\circ}\text{C}$, права легеня – $2,2^{\circ}\text{C}$, різниця П/Л – $2,1^{\circ}\text{C}$.

Застосування розробленого алгоритму сегментації теплових зображень до статичних термографічних знімків легень пацієнта Б, які зроблено під час видиху і вдишу, представлено на рисунку 6 і 7, відповідно.

Використання алгоритму сегментації для пацієнта Б під час видиху дає можливість відтворити зони гіпертермії з порогом визначення межі $33,0^{\circ}\text{C}$, які чітко візуально розділені тепловими порогами (термопори́г) на області з температурою локального мінімуму $31,6^{\circ}\text{C}$ і локального максимуму $32,8^{\circ}\text{C}$, що переставлено на рисунку 6(б).



а)



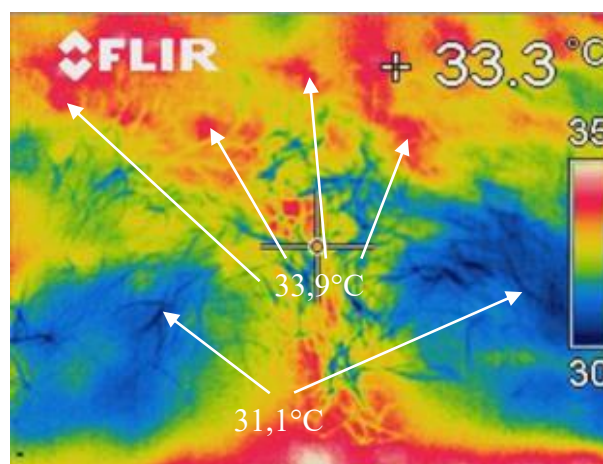
б)

Рисунок 6 – Сегментація ІЧ-термограм легень під час видиху для пацієнта Б:

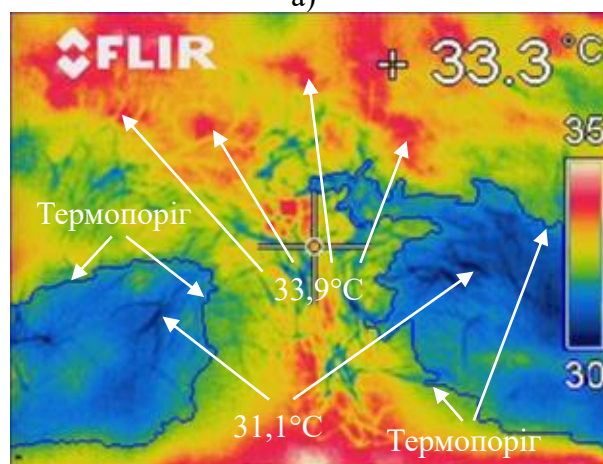
- а) теплове зображення з ознаками запального процесу у легенях;
- б) сегментація зони гіпертермії з порогом визначення межі 33,0°C.

Такий спосіб аналізу термограм дає можливість визначити як загальний максимальний градієнт – 2,2°C, так і локальний градієнт температур – 1,4°C у області дослідження.

Використання алгоритму сегментації для пацієнта Б під час вдиху повітря дає можливість відтворити зони гіпотермії з порогом визначення межі 31,1°C, які чітко візуально розділені тепловими порогами (термопоріг) на області з температурою локального мінімуму 31,1°C і локального максимуму 33,9°C, що переставлено на рисунку 7(б).



а)



б)

Рис. 7 – Сегментація ІЧ-термограм легень під час вдиху для пацієнта Б:

- а) теплове зображення з ознаками запального процесу у легенях;
- б) сегментація зони гіпотермії з порогом визначення межі 31,1°C.

Такий спосіб аналізу термограм дає можливість визначити додатковий локальний градієнт температур 2,8°C у області дослідження, що уточнює попереднє значення для загального максимального градієнта (2,2+0,6)°C, який було визначено за стандартним методом аналізу термограм легень пацієнта Б.

Отже, застосування розробленого алгоритму сегментації теплових зображень до термографічних знімків легень для пацієнтів А і Б дало змогу зменшити похибку визначення максимального градієнта температур від +0,6°C до +0,1°C, або у середньому на 10%. Очевидно, що підвищення точності визначення розподілу температур на теплових зображеннях в

більшій мірі забезпечує автоматизація процесу сегментації термограм легень. Достовірність отриманих результатів також забезпечується порівняно високими технічними характеристиками тепловізора FLIR ThermoCAM E300, який дає можливість визначати градієнти температур від $0,5^{\circ}\text{C}$ з точністю $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$, що є достатнім для реалізації алгоритму сегментації теплових зображень у діапазоні температур від 20°C до 50°C .

VI. ВИСНОВКИ

Розроблений алгоритм сегментації теплових зображень дає можливість визначити тепловий поріг між двома максимумами і мінімумами температур у однорідних теплових областях, та розраховувати градієнти температур з точністю до $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ у діапазоні температур від 20°C до 50°C . У коді алгоритму вирішено проблему надмірної сегментації областей теплового зображення, що була спричинена завадами, які обумовлені неоднорідністю теплового поля. Основою вирішення цієї проблеми є виконання попередньої фільтрації завад та поділ зображення на області фону і переднього плану з використанням маркерів. Для розмежування областей кольорового зображення з градієнтом температур від $0,5^{\circ}\text{C}$ було використано відому порогову бінаризацію Отсу.

Перспективність аналізу термограм із застосуванням алгоритму сегментації теплових зображень підтверджується результатами доклінічної апробації при дослідженнях термограм пацієнтів із запаленнями легень. Отримані результати показали підвищення точності визначення градієнтів температур у ділянках, що досліджуються, на 10% у порівнянні з стандартним методом аналізу термограм.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Згода на публікацію. Усі автори, які мають відношення до рукопису, дали згоду на публікацію цієї праці.

ORCID ID та внесок авторів.

0000-0002-0424-3021 (A, B, D) Yaroslav Zabilo

0000-0001-8836-4658 (D, E, F) Vladyslav Shlykov

A – концепція та дизайн роботи, B – пошук матеріалів, C – аналіз існуючих досліджень, D – написання статті, E – критичний огляд статті, F – остаточне затвердження статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Котовский В.И. Основы визуализации та обработки термограм в программном окружении ThermoCAM™ Reporter: Компьютерный практикум / Котовский В.И., Дунаевский В.И. // Навчальний посібник для здобувачів. – Київ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 65 с. <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/49986>
2. Грузман И.С. Цифровая обработка изображений в информационных системах: уч. пособ. / И.С. Грузман, В.С. Киричук, В.П. Косых и др. – Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2002. – 352 с. <https://libcats.org/dl/1221252/511968>
3. Meola Carosena. Infrared thermography: Recent advances and future trends. – Bentham Science eBooks, 2012. <http://dx.doi.org/10.2174/97816080514341120101>
4. Gonzalez R. Digital Image Processing. Third Edition / Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods // Pearson International Edition. – University of Tennessee. 2006. – 976 p. <https://dl.acm.org/doi/10.5555/1076432>
5. Aksoy S. Textural features for image database retrieval / R. M. Haralick – in IEEE CVPR '98 Workshop on Content-Based Access of Image and Video Libraries, 1998. <https://scispace.com/pdf/textural-features-for-image-database-retrieval-ti5rqcchuj.pdf>
6. Sumengen B. Multiscale edge detection and image segmentation / B. Sumengen, S. Manjunath // Proc. European Signal Processing Conference (EUSIPCO). – Sep. 2005. <https://www.eurasip.org/Proceedings/Eusipco/Eusipco2005/defevent/papers/cr1386.pdf>
7. Bradski G., Kachler A. Learning OpenCV: Computer Vision with the OpenCV Library / O'Reilly, second edition 2013. <https://www.hlevkin.com/hlevkin/45MachineDeepLearning/ML/Learning-OpenCV.pdf>
8. Колобродов В.Г. Проектирование тепловизионных и телевизионных систем наблюдения: Пособие / В.Г. Колобродов, М.И. Лихолит. – К.: НТУУ «КПІ», 2007. https://pbk.kpi.ua/old/arch/publish/op/Kolobrodov_proectyv_sy_s_posterezhnina.pdf
9. Ткаченко Ю.А. Клиническая термография (обзор основных возможностей) / Ю.А. Ткаченко, М.В. Голованова, А.М. Овечкин. – Ростов-на-Дону, 2009. – 270 с. <https://www.thermoview.ru/pdf/tkachenko.pdf>
10. Губкин С.В. Атлас термограмм в ревматологии / С.В. Губкин, Н.Ф. Сорока. – Минск, 2002. – 115 с. <https://dignosys.com/news/233>

11. Виноградов В.И. Некоторые аспекты применения термографии при реабилитации пациентов с нарушением функций опорно-двигательной и нервной систем / В.И. Виноградов, И.С. Веретеннов, В.Н. Слезко, Г.И. Пугач и др. // Функциональная диагностика, №3, 2005. – с.72 - 78. <http://www.irtis.ru/paper/naryshen.pdf>
12. Шликов В.В. Біофізичні особливості застосування методів інфрачервоної термографії в кардіохірургії. Біомедична інженерія. 2017. № 5. С. 104 – 110. <http://biomedtech.kpi.ua/article/view/152115/163166>
13. Хижняк Л.Н., Хижняк Е.П., Иваницкий Г.Р. Диагностические возможности матричной инфракрасной термографии. Проблемы и перспективы / Вестн. новых медицинских технологий, 2012; 19 (4): 170-176. <https://cyberleninka.ru/article/n/diagnosticheskie-vozmozhnosti-matrichnoy-infrakrasnoy-termografii-problemy-i-perspektivy/pdf>
14. Kostub O., Shukalo O., Dunaevsky V., Kotovsky V., Tymofeiev V., Nazarchuk S. Remote infrared thermography in the system of comprehensive diagnostics of the health of military personnel before surgical intervention. Orthopaedics Traumatology and Prosthetics, 2025 (1): 5–12. <http://dx.doi.org/10.15674/0030-5987202515-12>
15. Заболотный Д.И., Розенфельд Л.Г., Заболотная Д.Д., Дунаевский В.И. и др. Термографическая диагностика заболеваний околоносовых пазух / Український медичний часопис, 1 (111) – I/II 2016. – с. 104-107. <https://api.umj.com.ua/wp/wp-content/uploads/2016/02/4444.pdf>

REFERENCES

- [1] Kotovsky V.Y. Fundamentals of visualization and processing of thermograms in the ThermoCAM™ Reporter software environment: Computer workshop. Kotovsky V.Y., Dunaevsky V.I. Study guide. Kyiv, Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute. 2022. – 65 p. Available: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/49986>
- [2] Gruzman I.S. Digital image processing in information systems: tutorial. Gruzman I.S., Kirichuk V.S., Kosykh V.P., et al. Novosibirsk: Publishing of NSTU. 2002. – 352 p. Available: <https://libcats.org/dl/1221252/511968>
- [3] Meola Carosena. Infrared thermography: Recent advances and future trends. – Bentham Science eBooks, 2012. Available: <http://dx.doi.org/10.2174/97816080514341120101>
- [4] Gonzalez R. Digital Image Processing. Third Edition. Gonzalez Rafael C., Woods Richard E. Pearson International Edition. – University of Tennessee. 2006. – 976 p. Available: <https://dl.acm.org/doi/10.5555/1076432>
- [5] Aksoy S. Textural features for image database retrieval. Haralick R. M. IEEE CVPR '98 Workshop on Content-Based Access of Image and Video Libraries, 1998. Available: <https://scispace.com/pdf/textural-features-for-image-database-retrieval-ti5rqcchuj.pdf>

- [6] Sumengen B. Multiscale edge detection and image segmentation. Sumengen B., Manjunath S. Proc. European Signal Processing Conference (EUSIPCO). 2005. Available: <https://www.eurasip.org/Proceedings/Eusipco/Eusipco2005/defevent/papers/cr1386.pdf>
- [7] Bradski G, Kaehler A. Learning OpenCV: Computer Vision with the OpenCV Library. O'Reilly, 2nd ed. 2013. Available: <https://www.hlevkin.com/hlevkin/45MachineDeepLearning/ML/Learning-OpenCV.pdf>
- [8] Kolobrodov V.G. Design of thermal imaging and television surveillance systems: Study guide. Kolobrodov V.G., Likhonit M.I. Kyiv: NTUU "KPI". 2007. Available: https://pbf.kpi.ua/old/arch/publish/op/Kolobrodov_proectyv_sy_s_posterezhenina.pdf
- [9] Tkachenko Yu.A. Clinical thermography (review of the main possibilities). Tkachenko Yu.A., Golovanova M.V., Ovechkin A.M. Rostov-na-Donu. 2009. – 270 p. Available: <https://www.thermoview.ru/pdf/tkachenko.pdf>
- [10] Gubkin S.V. Atlas of thermograms in rheumatology. Gubkin S.V., Soroka N.F. Minsk. 2002. – 115 p. Available: <https://dignosys.com/news/233>
- [11] Vinogradov V.I. Some aspects of the use of thermography in the rehabilitation of patients with disorders of the musculoskeletal and nervous systems. Vinogradov V.I., Veretenov I.S., Slezko V.N., Pugach G.I. et al. Functional diagnostics. No. 3. 2005. pp. 72 - 78. Available: <http://www.irtis.ru/paper/naryshen.pdf>
- [12] Shlykov V.V. Biophysical features of the application of infrared thermography methods in cardiac surgery. Biomedical Engineering. No. 5. pp. 104 - 110. Available: <http://biomedtech.kpi.ua/article/view/152115/163166>
- [13] Khizhnyak L.N., Khizhnyak E.P., Ivanitsky G.R. Diagnostic capabilities of matrix infrared thermography. Problems and prospects. Bulletin of new medical technologies. 2012, 19 (4). pp. 170 - 176. Available: <https://cyberleninka.ru/article/n/diagnosticheskie-vozmozhnosti-matrichnoy-infrakrasnoy-termografii-problemy-i-perspektivy/pdf>
- [14] Kostub O., Shukalo O., Dunaevsky V., Kotovsky V., Tymofeiev V., Nazarchuk S. Remote infrared thermography in the system of comprehensive diagnostics of the health of military personnel before surgical intervention. Orthopaedics Traumatology and Prosthetics. 2025 (1). pp. 5 - 12. Available: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-5987202515-12>
- [15] Zabolotny D.I., Rosenfeld L.G., Zabolotnaya D.D., Dunaevsky V.I. et al. Thermography diagnostics of diseases of the paranasal sinuses. Ukrainian Medical Journal. No. 1 (111) - I/II. 2016. pp. 104 - 107. Available: <https://api.umj.com.ua/wp/wp-content/uploads/2016/02/4444.pdf>

UDC 621.397

SEGMENTATION ALGORITHM OF LUNG THERMAL IMAGE

Vladyslav Shlykov

v.shlykov@kpi.ua

Yaroslav Zabilo

varzab55@gmail.com

¹*Department of Biomedical Engineering
National Technical University of Ukraine*

“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, Ukraine

Abstract – The paper considers a thermal image segmentation algorithm based on finding a thermography threshold between thermal zones with a significant temperature gradient of 1,0°C, which are determined on thermography images of lungs with signs of an inflammatory process. In particular, it is proposed to use the modernized Watershed algorithm from the OpenCV (Open Source Computer Vision Library) computer vision library in Python in the thermal image segmentation algorithm. Since the main problem with this approach is excessive segmentation due to noise caused by the heterogeneity of the thermal field in the lung image, the modernized algorithm proposes preliminary noise filtering using morphological operations (Morphological Gradient) and image division into background and foreground areas using markers (Simple Thresholding). To delimit areas of a color image that have approximate halftones, the threshold binarization of Nobuyuki Otsu (Otsu's method) is used, which makes it possible to delimit thermal zones depicted in a thermography image with a temperature gradient of 0.5°C. For test the segmentation algorithm, preclinical studies were conducted on the processing of thermography images of the lungs with signs of inflammation, which were remotely recorded by the FLIR ThermoCAM E300 thermal imager, which provides the transmission of 16,000 colours and makes it possible to determine the temperature gradient from 0.5°C with an accuracy of $\pm 0.1^\circ\text{C}$ in the temperature range from 20°C to 50°C. Therefore, the proposed algorithm for segmenting thermal images makes it possible to determine the thermal threshold (thermal threshold), which lies between two maxima or minima temperatures in homogeneous thermal zones on IR-images with a given temperature gradient.

Keywords – thermal imaging, thermography images, image segmentation, segmentation algorithm, noise filtering, OpenCV library, Python, lung, pneumonia.